

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
des Klinikum Steglitz
der Freien Universität Berlin
Leiter: Professor Dr. med. Karl Geff

RADIOKARDIOGRAPHISCHE UNTERSUCHUNGEN MIT DER GAMMAKAMERA

Inaugural-Dissertation
zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Detlef Radenbach
aus Frankfurt am Main

1976

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
des Klinikum Steglitz
der Freien Universität Berlin
Leiter: Professor Dr. med. Karl Oeff

RADIOKARDIOGRAPHISCHE UNTERSUCHUNGEN MIT DER GAMMAKAMERA



Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Detlef Radenbach
aus Frankfurt am Main

Referent: Prof. Dr. K. Oeff

Korreferent: Prof. Dr. U. Haubold



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am 4. 8. 1976

Druck: Zentrale Universitätsdruckerei, V a A 4

Inhaltsverzeichnis

Seite

1.	Einleitung.....	5
2.	Geschichte der Herz- und Kreislaufuntersuchungen mit Radionukliden	
.1	Bestimmung von Kreislaufzeiten und Herzzeitvolumina.....	6
.2	Bestimmung des Volumens von Herzteilen mit Hilfe der Radiokardiographie.....	6
3.	Theoretische Grundlagen der Radiokardiographie und Verfahren zur mathematischen Analyse der Kurven.....	9
.1	Berechnung von Herzzeitvolumen und Flußrate.....	9
.2	Modellversuche zur Bestimmung des Herzzeitvolumens.....	11
.3	Transitzeiten.....	11
.4	Laufzeiten.....	15
.5	Totzeitberücksichtigung.....	17
.6	Extrapolation des absteigenden Kurvenschenkels der Histogramme.....	19
.7	Abstrom des Nuklids aus der Blutbahn.....	23
4.	Material, Patientengut und Arbeitsmethoden	
.1	Geräte.....	24
.2	Patienten.....	25
.3	Nuklid und Dosis.....	25
.4	Applikationsweise.....	26
.5	Lagerung der Patienten.....	27
.6	Ablauf der Untersuchung.....	28
.7	Auswertung der Messungen und analoge Darstellung der Ergebnisse.....	28
.8	Blutvolumenbestimmung.....	29
5.	Ergebnisse	
.1.1	Herzzeitvolumina, Schlagvolumina und Flußraten bei Personen ohne Herzkrankheiten.....	31
.1.2	Herzzeitvolumina, Schlagvolumina, Blutvolumina und Flußraten bei Patienten mit Herzkrankheiten.....	33

5.2.1	Transitzeiten, Quotienten der Transitzeiten und Laufzeiten bei Normalpersonen.....	36
.2.2	Quotienten der Transitzeiten und Laufzeiten bei Patienten mit Herzkrankheiten.....	42
.3	Funktionelle Blutvolumina in der Lungenstrombahn und dem linken Vorhof.....	55
6.	Diskussion.....	57
.1	Die Methode der Berechnung der Herzzeitvolumina.....	57
.2	Bestimmung von Herzvolumina mit Hilfe der Transitzeiten..	58
.3	Theoretische Grundlagen der Laufzeiten.....	62
.4	Extrapolation des absteigenden Kurvenschenkels der Histogramme.....	63
.5	Auswahl der "regions of interest".....	63
.6	Nicht auswertbare Histogramme.....	65
.7	Die Ergebnisse von Herzzeitvolumen, Schlagvolumen und Flußrate.....	68
.8	Transitzeiten und Laufzeiten bei Normalpersonen.....	69
.9	Blutvolumen in der Lungenstrombahn und dem linken Vorhof.....	71
.10	Laufzeiten und Transitzeiten der Patienten mit Herzkrankheiten, Wertung der Methode.....	71
7.	Zusammenfassung.....	73
8.	Literatur.....	75

1. Einleitung

Die Untersuchung von Organen und deren Funktionen mit Hilfe radioaktiver Substanzen ist wenig belastend für den Patienten und kann wichtige Informationen liefern. Der Weg einer Aktivität im Körper läßt sich mit Hilfe externer Registriergeräte verfolgen, so auch eine in die Blutbahn gespritzte Substanz. Die Geschwindigkeit, mit der sie von einem Kreislauteil in den anderen gelangt (gemessen als Laufzeit) und die Zeit, welche sie zum Durchfließen eines Herzteiles oder Gefäßabschnittes benötigt (die Transitzeit), stehen im Zusammenhang mit dem Volumen des Kreislaufabschnittes und der Blutmenge, welche pro Zeiteinheit hindurchfließt. Damit kann das Verhalten eines Radionuklids Anhaltspunkte für Größe und Funktionszustand von Herz und Kreislauf geben.

Mit einem einfachen Szintillationszähler ist es nicht möglich, getrennte Zeitaktivitätskurven für einzelne Abschnitte des Herzens zu erhalten. Der Detektor kann nicht so genau ausgerichtet werden, daß z.B. nur der rechte Vorhof im Meßfeld liegt.

Die Gammakamera registriert Strahlung in einem zylinderförmigen Meßfeld von etwa 30 cm Durchmesser getrennt nach dem Ort des Auftreffens auf den Kristall des Geräts. Dabei kann der Ort auf 0,5 cm genau bestimmt werden. Mit Hilfe der angeschlossenen Geräte zur Datenspeicherung und -verarbeitung ist es möglich, nach der Speicherung der Werte Teilbereiche aus dem Bildfeld auszuwählen und selektiv für diese die Summe der registrierten Impulse zu bestimmen. Es lassen sich nach einer Messung über dem Herzen Felder auswählen, die ganz überwiegend den einzelnen Herzabschnitten entsprechen.

Es ist Aufgabe dieser Arbeit zu untersuchen, welche Informationen durch die Messung der Transitzeiten und Laufzeiten in verschiedenen Herzteilen, Lunge und herznahen großen Gefäßen gewonnen werden. Es wird versucht, aus den Meßwerten Schlüsse über das Volumen von Herzkammern und über Art und Schwere von Herzerkrankungen zu ziehen. Daneben wird das Herzzeitvolumen nach der STEWART-HAMILTON-Methode berechnet.

2. Geschichte der Herz- und Kreislaufuntersuchungen mit Radionukliden

2.1 Bestimmung von Kreislaufzeiten und Herzzeitvolumina

1924 injizierten BLUMBERG und Mitarbeiter erstmals radioaktive Kochsalzlösung zur Beobachtung des Kreislaufs. Mit einer Wilson'schen Nebelkammer maßen sie Laufzeiten des Indikators und schätzten Blutvolumina und Herzzeitvolumina. Die Erscheinungszeiten von Indikatoren waren schon früher untersucht worden; 1893 machte STEWART erstmals Versuche mit hypertonischer NaCl-Lösung und Methylenblau.

In den dreißiger Jahren beschäftigte sich eine Anzahl von Autoren mit der Ermittlung von Laufzeiten. 1942 markierten NYLIN und CELANDER Erythrocyten mit Phosphor-32 und studierten später die Kreislaufzeiten bei Personen mit und ohne Herz-Kreislauf-Krankheiten. 1948 wurden von PRINCETAL und Mitarbeitern mit Hilfe eines Geiger-Müller-Zählers erstmals kontinuierliche praekordiale Zeitaktivitätskurven erstellt.

WASER und HUNZINGER registrierten im gleichen Jahr synchron mit mehreren Detektoren die Aktivität über den Beinen, einem Arm und dem Herzen. Dabei benutzten sie Natrium-24. NYLIN und CELANDER bestimmten ab 1945 nach der von STEWART 1897 ermittelten und von HAMILTON für die Farbstoffmethode weiterentwickelten Gleichung das Herzzeitvolumen.

Seit 1950 führte die Weiterentwicklung der Radiochemie und der Technik zu einer größer werdenden Zahl radioaktiver Verbindungen und zur fortlaufenden Verbesserung der Registriereinrichtungen.

1958 stellte ANGER seine Gammakamera vor.

2.2 Bestimmung des Volumens von Herzteilen mit Hilfe der Radiokardiographie

Es wurden verschiedene Methoden zur Bestimmung des Volumens von Herzabschnitten entwickelt:

1. Auf Gammakamera-Aufnahmen kann die Größe des Herzens ausgemessen und das Volumen berechnet werden. Um ein Bild des Herzens zu erhalten, registrierten ASHBURN und MULLINS die erste Passage des Nuklids durch das Herz, STRAUSS summierte nach der Durchmischung der Aktivität mit dem Blut kurzzeitige Messungen auf.
2. Gelangt die radioaktive Substanz im Verlauf einer einzigen Diastole in eine Herzkammer, dann vermindert sich bei jeder Systole die Aktivität um den Bruchteil Schlagvolumen/endeddiastolisches Volumen. Man kann die Impulsrate über mehrere Herzaktionen hinweg registrieren und aus dem Abfall die Ejektionsfraktion errechnen. Bei peripherer intravenöser Injektion gelangt jedoch die radioaktive Substanz im Verlauf von mehreren Diastolen in das Herz, dies führt zu einer Abflachung des absteigenden Kurvenschenkels und zur Verfälschung der Werte.
Wird ein Venenkatheter verwendet, um die Aktivität rasch in den Vorhof zu injizieren, dann kann diese Methode zur Berechnung des Volumens der rechten Herzkammer benutzt werden. BERNE und DONATO (1962) haben diesen Weg beschritten.
3. Wird ein Gerät verwendet, das mit sehr niedriger Zeitkonstante fortlaufend die Aktivität über dem Herzen mißt, so kann die Blutmenge, welche sich in den verschiedenen Phasen der Herzaktion in den Kammern befindet, mit Hilfe der Zählrate bestimmt werden. HOFFMANN und KLEINE haben sich ausführlich mit dieser Methode beschäftigt und ihr den Namen "Radio-kardiographische Funktionsanalyse" gegeben.
VAN DYKE benutzte für ähnliche Untersuchungen eine Gammakamera. Er registrierte die Impulsraten nur während der ersten Passage der Aktivität durch das Herz; das hat den Vorteil, daß zu diesem Zeitpunkt das Nuklid noch nicht über den Körper verteilt ist und eine Hintergrundaktivität fehlt.
4. ISHII registriert ebenfalls den ersten Durchgang der Aktivität. Für die Zeitaktivitätskurven der aufeinanderfolgenden Herzteile ermittelt er die Übergangsfunktionen. Mit Hilfe der Zeitkonstanten dieser Funktionen (welche Ausdruck der zeitlichen Verzögerungen sind) und unter Verrechnung des Herzzeitvolumens bestimmt er die Herzvolumina.

5. HUNDESHAGEN legt den Veränderungen der Zeitaktivitätskurven während des Durchgangs durch das Herz ein Differentialgleichungssystem zugrunde. Er läßt mit Hilfe eines Computers für die verschiedenen Schlagvolumina, Herzfrequenzen und Herzvolumina Kurven errechnen und vergleicht sie mit den an den Patienten gemessenen Werten.

3. Theoretische Grundlagen der Radiokardiographie und Verfahren zur mathematischen Analyse der Kurven

Die Voraussetzungen für die Berechnung des Herzzeitvolumens sind die Aufstellung eines geeigneten mathematischen Modells und seine Überprüfung (Kap. 3.1 und 3.2). Die Begriffe "Transitzeit" und "Laufzeit" müssen definiert und die Methoden zu ihrer Messung beschrieben werden, ihre Beziehung zu den Volumina von Herzabschnitten und zu Klappenfehlern wird dargestellt (Kap. 3.3 und 3.4). Die Gammakamera hat bei hohen Impulsraten eine Totzeit, die ohne Korrektur das Ergebnis verfälschen würde (Kap. 3.5).

Nach der Registrierung der ersten Passage des Nuklids durch das Herz geht die Zählrate nicht mehr auf Null zurück, da ein kleiner Teil der Aktivität sehr rasch zum Herzen zurückkehrt. Da jedoch in die Berechnung des Herzzeitvolumens die Summe aller während des ersten Durchgangs registrierten Impulse eingeht, ist eine rechnerische Ausschaltung dieser Rezirkulation notwendig (Kap. 3.6). Zur Bestimmung des Herzzeitvolumens muß nach der Vermischung der Aktivität mit dem Blut die praekordiale Zählrate ein zweites Mal gemessen werden. In der Zeitspanne zwischen der Applikation des Nuklids und dieser Messung verläßt ein Teil der Aktivität die Blutbahn, eine Verrechnung dieses Abstroms ist notwendig (Kap. 3.7).

3.1 Berechnung von Herzzeitvolumen und Flußrate

Die Methode der Berechnung des Herzzeitvolumens (HZV) durch Injektion eines Farbstoffes wurde 1897 von STEWART veröffentlicht. Seit etwa 30 Jahren werden dazu auch radioaktive Substanzen verwendet. Eine große Zahl von Autoren hat sich mit den mathematischen Grundlagen der HZV-Bestimmung beschäftigt. Deshalb werden die Gleichungen hier nicht abgeleitet, eine genaue Erörterung ist bei NEWMAN, DONATO, POWERS und MC INTYRE zu finden. POWERS wies nach, daß die Formel sowohl für laminare als auch turbulente Strömungen gilt.

Das Herzzeitvolumen ist umgekehrt proportional der Summe aller Impulse, die bei der ersten Passage der Aktivität durch das Herz registriert werden können.

Die Gleichung zur Bestimmung des HZV lautet:

$$\text{HZV} = \frac{I}{S} \quad (1)$$

I = Impulsrate der applizierten Aktivität

S = Summe der Impulse unter der Kurve

Eine Berechnung des Herzzeitvolumens nach dieser Gleichung setzt voraus, daß die Aktivität der applizierten Substanz und die Konzentration des Nuklids im Blut mit demselben Detektor gemessen werden. Bei der "blutigen" Methode wird aus einem arteriellen Gefäß kontinuierlich oder in kurzen Zeitabständen Blut entnommen und die Aktivität der Proben bestimmt. Diese Art der Messung ist sehr aufwendig.

In Gleichung 1 kann man die Impulsrate der applizierten Substanz ersetzen durch das Produkt aus Blutvolumen und spezifischer Aktivität des Blutes nach vollständiger Vermischung des Nuklids; damit entsteht folgende Gleichung:

$$\text{HZV} = \frac{\text{BV} \times \text{D}}{S} \quad (2)$$

BV = Blutvolumen (ml)

D = spezifische Aktivität des Blutes nach vollständiger Vermischung von Nuklid und Blut (Impulse/Sek. • ml)

S = Summe der während der ersten Indikatorpassage registrierten Impulse (Impulse/ml).

Hier können sowohl die erste Passage des Nuklids durch das Herz als auch die Aktivität des Blutes nach Durchmischung praekordial gemessen werden. Bei beiden Messungen liegt die gleiche Blutmenge im Meßfeld des Detektors. Der Absolutwert spielt, weil er in Zähler und Nenner von Gleichung 2 auftritt, keine Rolle.

So ist es bei Kenntnis des Blutvolumens möglich, durch externe Registrierung das Herzzeitvolumen zu bestimmen.

Nach dieser Methode wurde in dieser Arbeit verfahren.

Dividiert man das Herzzeitvolumen durch das Blutvolumen, so gibt der Zahlenwert an, wie oft das Blutvolumen pro Minute durch den Kreislauf fließt. Dieser Wert soll hier Flußrate genannt werden. Die Flußrate entspricht dem Quotienten von "D" und "S" in Gleichung 2. Sie ist ein Maß für die Geschwindigkeit des Blutumlaufs und damit auch interessant für die Kreislaufdiagnostik.

3.2 Modellversuche zur Bestimmung des Herzzeitvolumens

Um die mit Gleichung 2 ermittelten Werte mit direkt gemessenen Volumina zu vergleichen und dadurch einen Anhalt über die Genauigkeit dieser Art der HZV-Bestimmung zu erhalten, wurden Modellversuche durchgeführt. Eine peristaltische Pumpe beförderte Wasser durch ein Schlauchsystem, das sich vor dem Meßkopf der Gammakamera befand. Nachdem gemessen worden war, welche Flüssigkeitsmenge pro Minute durch die Schläuche floß, wurden $200\text{ }\mu\text{Ci}$ Pertechnetat injiziert. Mit Hilfe der Zeitaktivitätskurve eines kurzen Schlauchstücks und nach Gleichung 2 wurde die Förderleistung errechnet. Sie wich um 4 % von dem Wert ab, der durch Wägen der in einer Minute gepumpten Wassermenge ermittelt worden war.

Es wurde auch die Stromstärke über geraden, gebogenen, sich begegnenden und vom Kollimator wegführenden Schlauchstücken verglichen. Die maximale Abweichung vom Mittelwert betrug wieder 4 %.

3.3 Transitzeiten

Gelangt ein Nuklid nach intravenöser Injektion in das Herz, so hält es sich eine bestimmte Zeit in den Vorhöfen und den Kammern auf. Diese Zeitspanne wird von dem Indikator benötigt, um den betreffenden Herzteil zu passieren. Sie wird hier Transitzeit (TT) genannt.

Die Transitzeit hängt ab von dem pro Zeiteinheit durchfließenden Volumen und der Größe der durchströmten Räume. HAMILTON beschrieb schon 1932 diesen Zusammenhang:

"The mean circulation time has its importance from the obvious fact that during this time the flow will have displaced a volume equal to that within a system ..."

Vergrößert sich das Zeitvolumen bei konstantem Poolvolumen, dann verkürzt sich entsprechend die Transitzeit. Wird das Poolvolumen kleiner, dann wird die Transitzeit kürzer. Dieser Zusammenhang läßt sich in folgende Gleichung fassen:

$$\text{Transitzeit} = \frac{\text{Poolvolumen}}{\text{Durchflußvolumen}} \quad (3)$$

Die Transitzeit eines Nuklids durch einen Hohlkörper kann auf zwei Arten gemessen werden: Durch zwei Registriergeräte, welche auf Zu- und Abfluß gerichtet sind oder durch ein Registriergerät, in dessen Meßfeld sich der gesamte durchströmte Körper befindet. Im ersten Fall registrieren die Meßgeräte den Zustrom oder Abstrom der Aktivität als kurzdauernde Zunahmen der Zählrate, die Zeitdifferenz zwischen den Registrierungen beider Geräte entspricht der Transitzeit. Im zweiten Fall steigt die Zählrate an, wenn das Nuklid in das Meßfeld des Detektors (bzw. in den durchströmten Körper) eintritt, sie fällt wieder ab bei Verlassen dieses Raumes. Hier wird die Transitzeit als Zeitspanne zwischen Anstieg und Abfall der Zählrate gemessen.

Der Versuch, mit Hilfe der Transitzeiten Volumina von Kreislaufabschnitten zu bestimmen, liegt nahe. Mit der Gammakamera und den ihr angeschlossenen Geräten lassen sich Zeitaktivitätskurven für verschiedene Herzteile herstellen. Abb. 1 zeigt ein solches "Histogramm" einer rechten Herzkammer.

Es ist jedoch nicht möglich, direkt nach Gleichung 3 Volumina zu errechnen. Bei den in dieser Arbeit über den Herzkammern gemessenen Zeitaktivitätskurven betrug die Transitzeit meist mehrere Sekunden. Das entspräche bei normalem Herzzeitvolumen Kammervolumina von mehreren hundert Millilitern. Das enddiastolische Volumen beider Herzkammern beträgt jedoch etwa 107 ml (KRAYENBÜHL). Verantwortlich für diese lange Transitzeit sind verschiedene Ursachen. (Diese werden in Kapitel 6.2 ausführlicher diskutiert.)



Abb. 1 :
Histogramm einer rechten Herzkammer

Bei Injektion in eine periphere Armvene wird der Indikator auseinandergezogen. Er wird auch auf dem Weg zum Herzen in dem Blut, das ihn umgibt, verdünnt. Dadurch erhält der Aktivitätsbolus selbst eine bestimmte Länge. Das führt zu einer zeitlichen Überlagerung von Zu- und Abstrom im Herzen. Dies ist die Ursache für eine weitere Verbreiterung der Zeitaktivitätskurve. Nach jeder Herzaktion wird mit dem Restvolumen ein Teil der Aktivität in einer Herzkammer zurückgehalten und in dem folgenden enddiastolischen Volumen verteilt; dadurch verlängert sich die Transitzeit zusätzlich etwas.

Es gibt jedoch die Möglichkeit, die Transitzeiten zu normieren, indem der Quotient der Transitzeiten der aufeinander folgenden Herzteile und Gefäße gebildet wird. Auf diese Art wird der Einfluß der Injektionsweise, der Vermischung der Aktivität auf dem Weg zum Herzen und im Herzen mit dem Blut und der Einfluß des HZV auf die Länge des Bolus eliminiert.

Die Vergrößerung eines Poolvolumens führt zu einer Verlängerung der Transitzeit und das Verhältnis der TT's der aufeinanderfolgenden Kreislaufabschnitte ändert sich: Das zum vorangehenden Kreislaufabschnitt wird kleiner, das zum nachfolgenden wird größer.

Klappeninsuffizienzen führen ebenfalls zur TT-Verlängerung, da ein Teil des ausgeworfenen Blutes in Systole und Diastole zwischen den Herzabschnitten hin und her pendelt. Sowohl eine Klappeninsuffizienz stromaufwärts als auch stromabwärts eines Herzteiles führt zur Verlängerung der Transitzeit dieses Abschnitts.

Wenn die Verhältnisse der Transitzeiten gebildet werden, erhält man empirische Werte, aus denen die Absolutwerte der Herzvolumina nicht mehr ermittelt werden können. Es ist jedoch zu erwarten, daß die Ergebnisse bei vergrößertem Herzinnenraum sich von den Normalwerten unterscheiden.

Die bei dieser Untersuchung über dem Herzen registrierten Zeitaktivitätskurven haben, wie Abb. 1 zeigt, nicht die Form eines Rechtecks, sondern an einen steilen Anstieg schließt sich ein Peak ohne Plateau und ein etwas weniger steiler Abfall an. Daher stellte sich die Frage, wie die Transitzeit zu messen sei. Sie kann definiert werden als Zeitspanne zwischen steilstem Anstieg und steilstem Abfall der Kurve. Das entspricht jeweils dem Zeitpunkt, an dem der Hauptteil eines Aktivitätsbolus in das Meßfeld eines Detektors eintritt oder es verläßt. Diese Art der Messung ist bei den über dem Herzen registrierten Kurven jedoch nur schwer möglich. Es wurde hier die Transitzeit als Breite der Zeitaktivitätskurve auf halber Höhe des Kurvenmaximums gemessen.

Es wurden an 127 Histogrammen von 27 Patienten, bei welchen keine Herzkrankheiten bekannt waren, die Transitzeiten bestimmt; und zwar über der vena subclavia, dem rechten Vorhof und der rechten Kammer, der arteria pulmonalis, dem linken Vorhof, der linken Kammer und dem Aortenbogen.

Um genauere Werte zu erhalten, wurden Interpolationen zwischen den einzelnen Meßpunkten vorgenommen. Nur in wenigen Fällen trat eine Rezirkulation durch kurze Gefäße ein, bevor die Zählrate auf die Hälfte des Maximums abgefallen war; diese Kurven wurden nicht ausgewertet.

Es wurden die Quotienten der Transitzeiten gebildet. Die Ergebnisse sind in Kapitel 5.2.1 zu finden.

Mit diesen Normalwerten wurden die Ergebnisse von 12 Patienten mit Herzkrankheiten verglichen.

3.4 Laufzeiten

Um von einem Herzteil in ein anderes zu gelangen benötigt der radioaktive Indikator bestimmte Zeitspannen. Dies äußert sich bei den Zeitaktivitätskurven der verschiedenen Herzabschnitte in verzögertem Auftreten des Anstiegs, des Maximums, des Abfalls der Kurve und des Mittelpunkts der Fläche unter dem Histogramm. Diese Zeitdifferenzen sollen hier Laufzeiten genannt werden. Abb. 2 zeigt die Impulskurve von rechter und linker Kammer eines Patienten.

Die Zeit, die der Indikator benötigt, um von einem Herzteil in ein anderes zu gelangen, ist von zwei Größen abhängig: Dem Herzzeitvolumen und dem Volumen des durchflossenen Raumes. Die Laufzeit ist umgekehrt proportional dem Herzzeitvolumen. Es gilt hier (wie für die Transitzeit):

$$\text{Laufzeit} = \frac{\text{Poolvolumen}}{\text{Durchflußvolumen}} \quad (4)$$

Neben der Vergrößerung von Herzabschnitten und einem niedrigen Herzzeitvolumen können noch Klappeninsuffizienzen zur Verlängerung der Laufzeiten führen.

Wäre es möglich, die Impulsrate über den Zu- und Abflüssen der Kammern zu messen, dann könnten Volumenvergrößerungen auf einfachem Wege über die Messung von Laufzeiten errechnet werden. Wegen den Bewegungen des Herzens während der Aktion können jedoch Zeitaktivitätskurven nur für ganze Herzteile registriert werden.

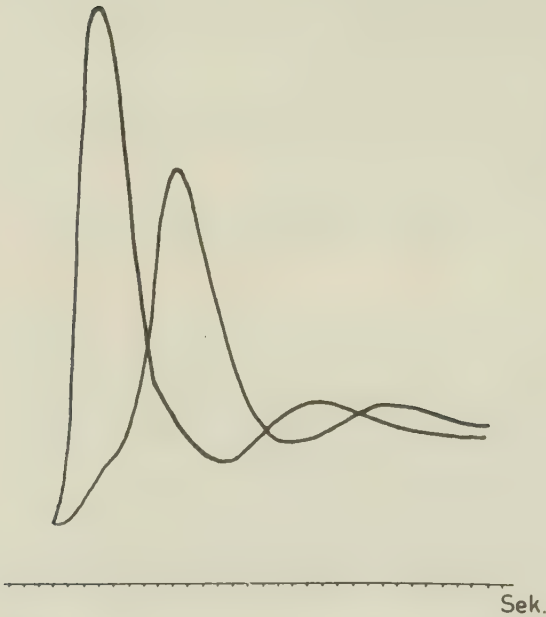


Abb. 2 :

Impulskurve von rechter und linker Kammer

Eine verzögerte Laufzeit z.B. von rechtem Vorhof zur rechten Kammer kann sowohl von einer Vergrößerung des Vorhofs als auch der Kammer verursacht werden. Es hat also nicht nur ein Kompartiment Einfluß auf diese Zeitspannen.

Die Laufzeit kann auf verschiedene Weise ermittelt werden: Als Zeitdifferenz zwischen den ansteigenden Schenkeln der verschiedenen Histogramme ("Minimale Transitzeit" nach FEINENDEGEN), als zeitliche Verzögerung der Kurvenmaxima und als echte "mittlere" Laufzeiten (Zeitdifferenzen der Mittelpunkte der Fläche unter den Kurven).

Aus Gründen, die in Kapitel 6.3 dargelegt werden, wurde hier die Zeitdifferenz der Kurvenmaxima ermittelt.

Bei 198 Histogrammen von 37 Patienten ohne Herzkrankheiten wurde der Zeitpunkt des Kurvenmaximums festgestellt. Wenn die Kurvenmaxima deutlich zwischen den Meßpunkten lagen, wurde interpoliert. Es wurden die Zeitdifferenzen für verschiedene Herzabschnitte errechnet; die Ergebnisse sind in Kapitel 5.2.1 zu finden. Mit diesen wurden die Werte der Patienten mit Herzkrankheiten verglichen (Kapitel 5.2.2).

Ist das Herzzeitvolumen bekannt, dann kann nach Gleichung 4 mit Hilfe der Laufzeit rechte Kammer - linke Kammer das Blutvolumen in der Lungenstrombahn und dem linken Vorhof errechnet werden. Die Ergebnisse von 15 Patienten sind im Kapitel 5.3 dargestellt.

3.5 Totzeitberücksichtigung

Bei der Arbeit mit der Gammakamera zeigte es sich, daß die gemessene Impulszahl nicht linear mit der Aktivität der radioaktiven Substanz anstieg. Bei höheren Dosen war die Impulsrate geringer als erwartet. Ursache dafür ist die "Totzeit" der Gammakamera.

Registriert das Gerät ein γ -Quant, dann ist es anschließend für eine bestimmte, sehr kurze Zeit unfähig, einen weiteren Impuls wahrzunehmen. Dieser Effekt ist bei geringen Aktivitäten bzw. niedrigen Zählraten zu vernachlässigen, macht sich aber ab etwa 5000 Impulse/Sekunde deutlich bemerkbar. Während der Herzuntersuchungen, bei denen 10 mCi Tc-99m appliziert wurden, registrierte die Gammakamera in einigen Fällen mehr als 13 000 Impulse/Sekunde.

In die Berechnung des Herzzeitvolumens geht die Summe der Impulse ein, welche während der ersten Passage eines Indikators durch das Herz registriert wurden. Deshalb ist besonders dafür eine Korrektur wichtig. Um einen Weg zu finden, die gemessenen Zählraten zu korrigieren, wurden einige Versuche vorgenommen.

Drei Technetiumproben von verschiedener Aktivität wurden über mehrere Tage hinweg auf der Gammakamera gemessen. Aus dem Zeitabstand der Messungen wurde der Aktivitätsabfall errechnet. Die Kurve in Abb. 3 stellt den Zusammenhang von Impulsrate und Aktivität dar; sie ist die Summe der drei Meßreihen.

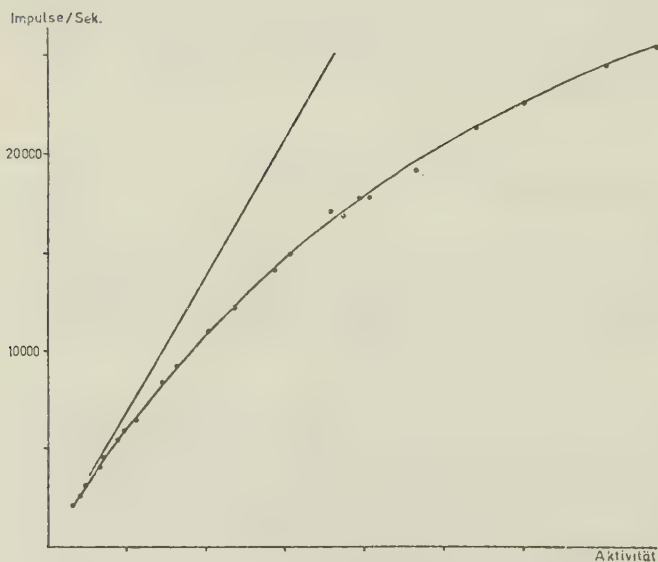


Abb. 3 :

Abhängigkeit der Zählrate von der Aktivität an der Gammakamera. Die Zählrate steigt nicht proportional der Aktivität der Technetiumprobe. Dies ist auf die Totzeit der Gammakamera zurückzuführen

Bei niedriger Impulsrate ist das Verhältnis von Aktivität und Zählrate linear. Der lineare Teil wurde (rechnerisch) verlängert; er entspricht der Geraden in Abb. 3. Diese Linie ergibt die Anzahl der Impulse, die gemessen würde, wenn es in der Gammakamera keine Totzeit gäbe. Die untere Kurve stellt die tatsächlich registrierte Zählrate dar.

Auf diese Weise wurde empirisch für jede Zählrate der Totzeit-korrigierte Wert festgestellt. GROSSER erfaßte den Zusammenhang von Totzeit pro registriertem Impuls, Zählrate und korrigierter Zählrate in einer Gleichung, dadurch wurde die Berücksichtigung der Totzeit genauer und einfacher.

Für jeden Meßwert der Gammakamera wurde der Totzeit-korrigierte Wert ermittelt; dieser ging in die Berechnung von Herzzeitvolumen, Transitzeit und Laufzeit ein.

3.6 Extrapolation des absteigenden Kurvenschenkels der Histogramme

Nach dem ersten Durchgang des Nuklids durch das Herz fällt die Zählrate nicht wieder auf den Nullwert ab. Ein Teil der ausgeworfenen Aktivität kehrt über die Coronararterien, die vasa privata der Lunge und andere kurze Gefäße sehr rasch zum Herzen zurück und führt so zu einem Stop im Abfall der Kurve.

Zur Berechnung des Herzzeitvolumens benötigt man die Summe der Impulse des ersten Durchgangs der Aktivität. Es ist also notwendig, die Rezirkulation zu eliminieren. HAMILTON wies als erster nach, daß der Verlauf des absteigenden Kurvenschenkels bis zum Einsetzen der Rezirkulation einer Exponentialfunktion entspricht und bei halblogarithmischer Darstellung eine Gerade bildet. Die Zeitaktivitätskurve läßt sich auf diese Art fortsetzen.

Der exponentielle Verlauf des abfallenden Schenkels läßt sich durch folgende Modellüberlegung erklären:

Im Herzen befindet sich ein Nuklid der Aktivität A_0 .

Nach einer Systole ist noch die Restaktivität

$$A_1 = A_0 \cdot f \quad (5)$$

vorhanden; f ist der Quotient Restvolumen/enddiastolisches Volumen.

Nach n Systolen ist noch die Aktivität

$$A_n = A_0 \cdot f^n \quad (6)$$

im Herzen. Der Abfall der Impulsrate entspricht also einer Exponentialfunktion; dies wurde auch an Herzmodellen nachgewiesen (JOYET). Verschiedene Faktoren wie die Verdünnung des Nuklids im Blut und Überlagerung der Herzteile führen dazu, daß die Kurve keine einfache Exponentialfunktion sein muß. Bei der zweigipfligen Zeitaktivitätskurve des gesamten Herzens entspricht der absteigende Schenkel einer Funktion, welche die Summe aus vier Exponentialgleichungen ist (KELLERSHON).

Eine große Zahl von Autoren hat sich mit den Problemen der Extrapolation beschäftigt und festgestellt, daß die Verlängerung der Kurve als Exponentialfunktion die genaueste Methode ist, die Kurve zu verlängern.

Abb. 4 stellt in halblogarithmischem Maßstab die Zeitaktivitätskurve einer linken Herzkammer und ihre Extrapolation dar. Abb. 5 zeigt die Kurve in normalem Maßstab. Neben dem extrapolierten Teil ist auch die Rezirkulation eingezeichnet.

Bei rascher Passage des Indikators durch das Herz hat die Kurve steile Flanken, die Rezirkulation setzt erst ein, nachdem die Impulsrate stark abgefallen ist. In diesem Fall ist die Extrapolation einfach. Wenn der Durchfluß lange dauert, ist die Impulsrate zu dem Zeitpunkt, an dem die Rezirkulation einsetzt, erst wenig abgesunken. Die Zahl der Punkte, die bei halblogarithmischer Darstellung auf einer Geraden liegen, ist klein, damit ist die Extrapolation unsicherer.

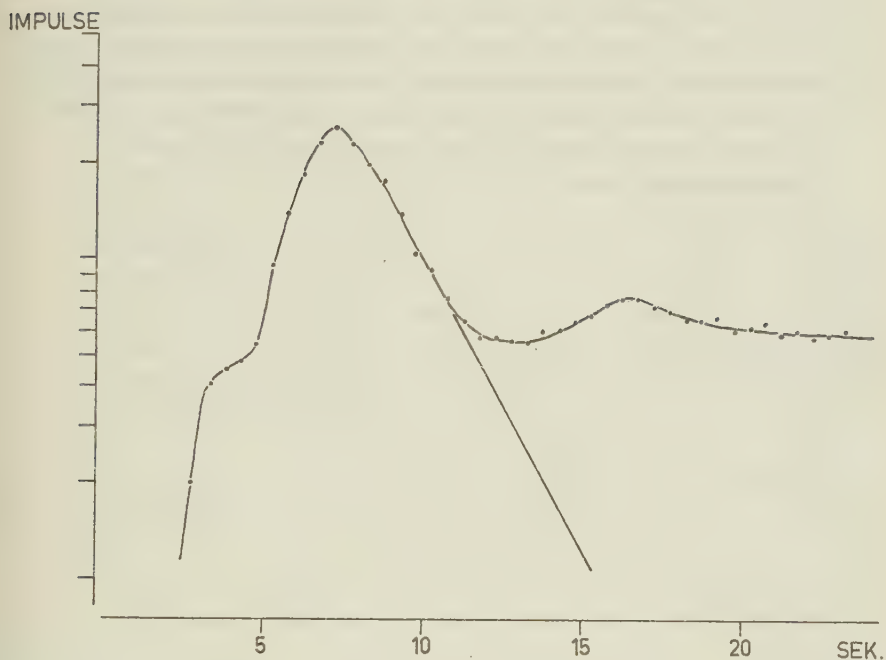


Abb. 4 :

Halblogarithmische Darstellung einer Impulskurve und ihre Extrapolation

Wegen des flachen Abfalls ist die Impulssumme unter dem verlängerten Kurvenschenkel verhältnismäßig groß, und damit vergrößert sich auch ein eventueller Fehler. Es ist also auf jeden Fall eine rasche Passage des Indikators anzustreben.

Zur Auswertung der Zeitaktivitätskurven werden die Histogramme auf halblogarithmisches Millimeterpapier übertragen und der absteigende Schenkel verlängert. Auf diese Weise wird eine Kurve konstruiert, die die erste Passage des Indikators durch das Herz ohne Rezirkulation darstellt. Um die Summe aller Impulse dieses ersten Durchgangs zu erhalten, werden die bis zur Rezirkulation gemessenen Impulsraten (welche digital ausgedruckt werden) summiert. Dazu addiert man jene Werte, die auf der halblogarithmischen Darstellung von dem verlängerten Kurvenschenkel abgelesen werden können.

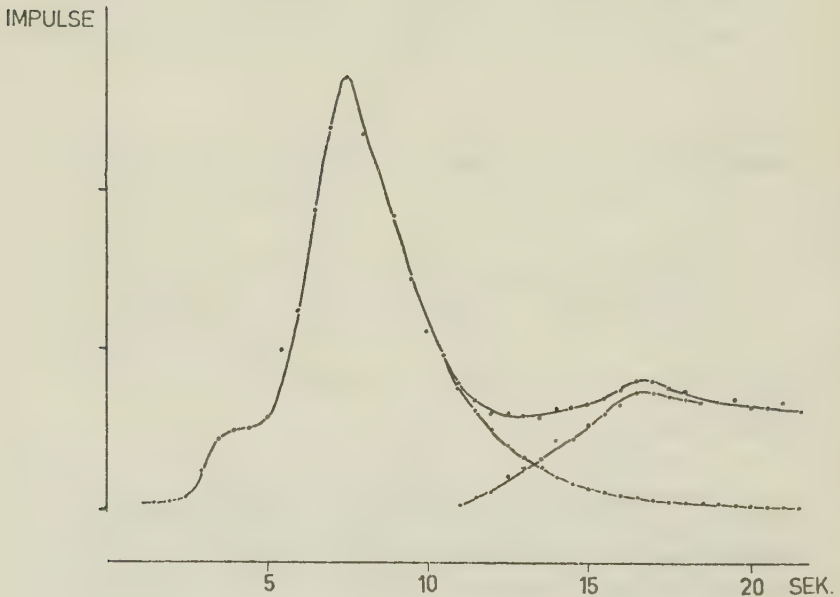


Abb. 5 :

Darstellung derselben Impulskurve wie in Abb. 4 in normalem Maßstab. Extrapolation und Rezirkulation sind eingezeichnet

3.7 Abstrom des Nuklids aus der Blutbahn

Zur Berechnung des Herzzeitvolumens ist es notwendig, nach vollständiger Vermischung der Aktivität mit dem Blut (10 - 15 Minuten nach Applikation) erneut extern die Impulsrate über dem Herzen zu messen. In der Zeitspanne zwischen Applikation und Messung verläßt ein Teil des Nuklids ($Tc-99m$ in der Form von Pertechnetat) die Blutbahn.

MC AFEE hat die erste effektive Halbwertszeit von Pertechnetat im Blut mit 90 Minuten angegeben. Bei den Normalpersonen wurden die nach der Durchmischung registrierten Werte entsprechend dieser Halbwertszeit und dem Zeitabstand zwischen Applikation und Messung korrigiert. Den Patienten mit Herzkrankheiten wurden 15 und 30 Minuten nach der Injektion Blutproben entnommen; die Aktivität wurde nach Verdünnung in einem Bohrlochzähler bestimmt. Aus den Werten wurde die Halbwertszeit ermittelt und diese mit der Zählrate nach Durchmischung verrechnet.

Der Mittelwert der errechneten Halbwertszeiten beträgt 80 Minuten (13 Fälle).

4. Material, Patientengut und Arbeitsmethoden

4.1 Geräte

Benutzt wurden eine Gammakamera vom Typ Pho-Gamma III (Nuclear Chicago), ein 12-K-Computer der Firma LABEN mit einem Analog-Digital-Konverter, ein Magnetbandgerät und eine Ausgabeeinheit mit zwei Oszillographen und einem Fernschreiber.

Die Gammakamera besitzt einen Kristall von 30 cm Durchmesser, über dem sich 17 Photomultiplier befinden. Ein Lichtblitz, hervorgerufen durch ein Gamma-Quant, wird von den verschiedenen Photomultipliern als unterschiedlich stark registriert. Auf diesem Weg wird ermittelt, wo das Quant den Kristall getroffen hat. Ein Kollimator mit einer großen Anzahl paralleler Bohrungen sorgt dafür, daß keine von der Seite einfallende Strahlung registriert wird.

Am Geräteteil wird der Energiebereich des verwendeten Nuklids eingestellt. Ein Oszillograph gibt auf einem Bildschirm jeden Impuls als einen Lichtblitz wieder. Die Registrierungen werden über einen Analog-Digital-Konverter an den Computer weitergeleitet. Dort können sie gespeichert und verarbeitet werden.

Mit dem Programm "Numic 2" und dem Befehl "Fast Acquisition" werden über 0.6 Sekunden oder länger die Impulse gesammelt und anschließend auf Magnetband gespeichert; das tut das Gerät beliebig oft nacheinander. Bei diesem Vorgang arbeitet der Computer mit zwei Speichern. Während der eine die ankommenden Registrierungen sammelt, gibt der andere das Ergebnis der vorhergehenden "Aufnahme" an das Magnetband ab. Es entstehen keine toten Zeiträume zwischen den Registrierungen.

Das Programm "Numic 1" enthält neben anderen Arten der Impulsregistrierung verschiedene Methoden der Weiterverarbeitung und Auswertung. Wichtig für diese Arbeit ist die Möglichkeit, Teilbereiche aus dem Bildfeld auszuwählen und die in diesen Feldern registrierten Impulse zu zählen. Das Gerät kann

dies bei Serien von Aufnahmen tun und damit Zeitaktivitätskurven (Histogramme) über bestimmten "regions of interest" herstellen.

Es ist auf diese Art möglich, den Aktivitätsverlauf in einem nachträglich ausgewählten Teil des Bildes zu messen. Die Histogramme werden auf dem Bildschirm des Oszillographen wiedergegeben. Sie können auch auf dem Fernschreiber ausgedruckt werden, dabei wird neben der analogen Darstellung als Kurve für jede Einzelmessung die Zahl der registrierten Impulse angegeben. Abb. 1 zeigte ein solches Histogramm.

4.2 Patienten

Zur Ermittlung der Normalwerte der Transitzeiten und Laufzeiten wurden 37 Patienten untersucht. Ihnen wurde für eine Hirnszintigraphie Technetium-99m in Form von Pertechnetat intravenös verabreicht. Es entstand also keine zusätzliche Strahlenbelastung. Während der ersten Sekunden nach der Applikation wurden die Messungen über dem Herzen vorgenommen.

Das Durchschnittsalter betrug 50 Jahre, die jüngste Person war 24 und die älteste 77 Jahre alt. Zwei Drittel der Untersuchten waren Frauen. Herz- oder Kreislaufkrankheiten waren bei diesen Personen nicht bekannt.

Die 12 Patienten mit Herzkrankheiten kamen bis auf eine Ausnahme von der Abteilung Innere Medizin mit Schwerpunkt Pneumologie und Kardiologie der Medizinischen Klinik und Poliklinik im Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin.⁺ Sie waren dort in stationärer Behandlung. Acht von ihnen hatten ein Vitium, ein Patient einen Septumdefekt, einer einen Klappenersatz und zwei erholten sich von einem Herzinfarkt.

4.3 Nuklid und Dosis

Bei allen Untersuchungen wurde Technetium-99m in der Form von Pertechnetat (TcO_4) verwendet. Wegen der kurzen Halbwertszeit und der raschen Ausscheidung ist die Strahlenbelastung gering. Die physikalische Halbwertszeit beträgt 6.0 Stunden.

⁺ Für die freundliche Überweisung danke ich dem Geschäftsführenden Direktor Herrn Prof. Dr. Schröder und seinen Mitarbeitern.

1.5 Stunden nach intravenöser Applikation ist die Konzentration im Blut auf die Hälfte abgesunken, danach beträgt die effektive Halbwertszeit 3.5 Stunden (MC AFEE).

Das Maximum des Energiespektrums der emittierten Gammastrahlung liegt bei 140 keV. Das Technetium-99m wurde aus einem sogenannten Melksystem gewonnen, in dem sich Molybdän-99 kontinuierlich in das metastabile Tc-99 umwandelt. Ohne großen Aufwand kann so ein Nuklid von kurzer Halbwertszeit gewonnen werden. Beim Auswaschen erhält man das Technetium direkt als Pertechnetat.

Die Dosis betrug bei Normalpersonen 10 mCi Tc-99m. Die Substanz war gelöst in 1.2 - 5.0 ml isotoner Kochsalzlösung. Im Laufe der Untersuchungen zeigte es sich, daß eine so große Menge an Nuklid nicht notwendig und wegen der mit der Dosis steigenden Totzeit der Gammakamera auch nicht vorteilhaft war. Außerdem führte die hohe Dosis zu großen Volumina, welche nicht so rasch injiziert werden konnten. Der langsame Durchgang der Aktivität durch das Herz erschwerte dann die Auswertung der Messungen. Aus diesen Gründen wurde bei den Patienten mit Herzkrankheiten die Dosis auf 5 mCi im Volumen von 0.5 bis 2.5 ml reduziert. Bei noch niedrigeren Dosen war die Zahl der Impulse so gering, daß statistische Schwankungen eine Rolle zu spielen begannen.

4.4 Applikationsweise

Um einen raschen Durchgang der Aktivität durch das Herz zu gewährleisten, wurde das Nuklid möglichst schnell in eine große Armvene injiziert. Der Arm wurde meist etwas erhöht gelagert.

KRISS und Mitarbeiter benutzten eine zweiteilige Spritze; nach der Injektion der Aktivität wurde sofort mit Kochsalzlösung nachgespült. Manche Autoren verwenden einen Dreivegehahn und zwei Spritzen. Andere injizieren das Nuklid in den gestauten Arm, wie von OLDENDORF 1965 vorgeschlagen.

WATSON hat den Einfluß der Injektionsstelle und der Armhaltung auf die Boluslänge untersucht und die besten Ergebnisse erhalten, wenn die vena basilaris punktiert wurde und der Arm sich locker an der Seite des Oberkörpers befand.

Die Applikation über einen vena-cava-Katheter bringt die besten Ergebnisse, dies erhöht jedoch den Aufwand erheblich.

4.5 Lagerung der Patienten

Wird bei der Messung der Detektor von vorn auf den Thorax des Patienten gerichtet, so überlagern sich rechtes und linkes Herz. Eine bessere Trennung beider Hälften läßt sich erreichen, wenn der Meßkopf auf die linke Brustseite zeigt. Das Kammerseptum liegt dann annähernd in einer Linie mit der Achse des Detektors (zweiter schräger Durchmesser der Radiologen).

Bei dieser Anordnung projizieren sich jedoch vena cava superior und arteria pulmonalis aufeinander. Das wird vermieden, wenn der Winkel zwischen der anterior-posterioren Achse des Patienten und der Achse der Gammakamera 35 Grad beträgt. In dieser Position wurde die Mehrzahl der Patienten untersucht.

10 Versuchspersonen saßen vor dem Meßkopf der Gammakamera. Hier ist das Herz dem Gerät näher, jedoch ist der Aufnahmewinkel nicht so genau einzuhalten.

Zur Bestimmung des Herzzeitvolumens ist es notwendig, nach der Durchmischung der Aktivität mit dem Blut (10 - 15 Minuten nach Applikation) ein zweites Mal die Zählrate über dem Herzen zu messen. Ein exaktes Beibehalten der Position ist dazu notwendig. Weil dies bei sitzenden Personen schwer möglich ist, wurde schließlich die Messung an liegenden Patienten vorgezogen.

4.6 Ablauf der Untersuchung

Nach der Positionierung des Patienten wurde die radioaktive Substanz möglichst schußweise injiziert. Gleichzeitig wurde die Messung gestartet, die 24 - 48 Sekunden dauerte. Bei 22 Patienten betrug die Aufnahmezeit 1.0 Sekunden, bei 27 Versuchspersonen 0.6 Sekunden. Um die Impulsrate nach der völligen Durchmischung von radioaktiver Substanz und Blut zu bestimmen, wurde nach 10 - 15 Minuten für 10 Sekunden erneut gemessen.

Den Patienten mit Herzkrankheiten wurde gleichzeitig mit dem Pertechneat Jod-125-Albumin zur Blutvolumenbestimmung verabreicht (s. Kap. 4.8). Ihnen wurden 15 und 30 Minuten nach der Applikation zwei Blutproben zur Bestimmung der Konzentration an J-125 und Tc-99m (zur Berechnung des Abstroms des Pertechneats aus der Blutbahn) entnommen.

4.7 Auswertung der Messungen und analoge Darstellung der Ergebnisse

Die auf Magnetband festgehaltenen Werte können in den Kernspeicher geholt und auf dem Oszillographen wiedergegeben werden. Mit Hilfe von Koordinaten, welche das Gerät auf dem Bildschirm als Linien darstellt, lassen sich rechteckige Felder ("regions of interest") auswählen. Abb. 6 zeigt die Passage einer Aktivität durch das Herz und die "regions of interest" von vena subclavia, dem rechten Vorhof, der rechten Kammer, der arteria pulmonalis, der Lunge, dem linken Vorhof, der linken Kammer und der Aorta.

Die Impulssumme in solchen Teilbereichen kann nun für beliebig viele aufeinanderfolgende Registrierungen ausgerechnet und als Zeitaktivitätskurve ausgedruckt werden.

Abb. 7 stellt sämtliche "regions of interest" der Abb. 6 dar. Es ist zu erkennen, daß bei solcher Nähe der Meßfelder und bei den Herzbewegungen eine absolut selektive Messung der Aktivität in den verschiedenen Herzteilen und Gefäßen manchmal nicht möglich ist.

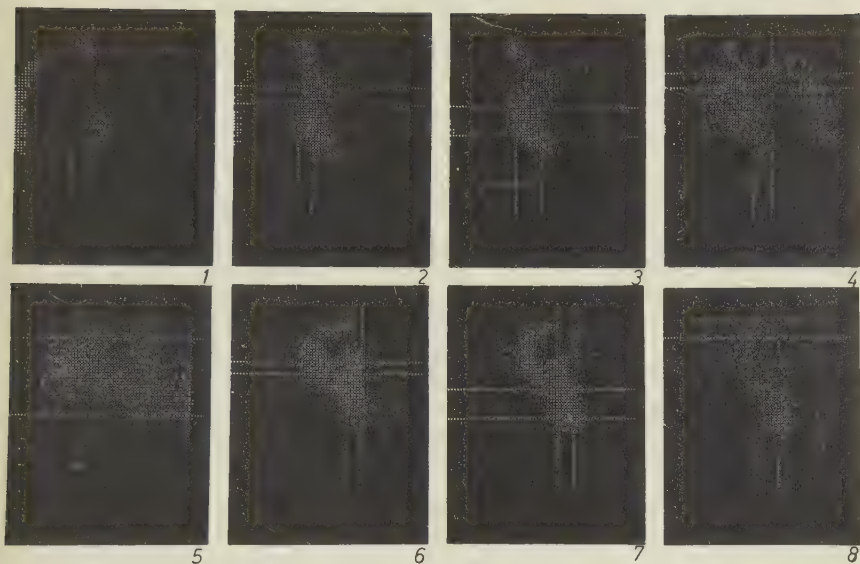


Abb. 6 :

Durchgang einer Aktivität durch das Herz und die "regions of interest" von v. subclavia (1), dem rechten Vorhof (2), der rechten Kammer (3), der a. pulmonalis (4), der Lunge (5), dem linken Vorhof (6), der linken Kammer (7) und der Aorta (8)

4.8 Blutvolumenbestimmung

Bei den Personen ohne Herzkrankheiten wurde versucht, das Blutvolumen mit Hilfe der Verteilung des Pertechnetats im intravasalen Raum zu bestimmen. Es zeigte sich jedoch, daß diese Verbindung den Blutraum sehr rasch verläßt, so daß die errechneten Werte fehlerhaft waren. Ersatzweise wurde für das Blutvolumen $1/13$ des Körpergewichts in Litern eingesetzt.

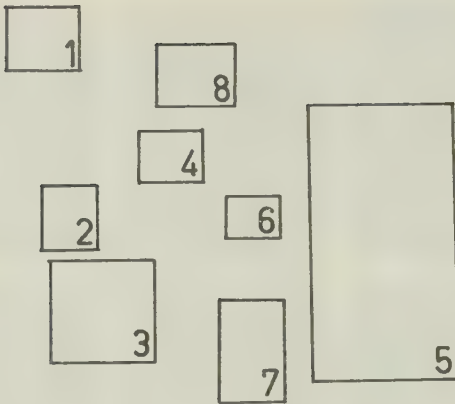


Abb. 7 :
"Regions of interest" von Abb. 6 in
gleicher Numerierung

Bei sieben Patienten mit Herzkrankheiten wurde das Blutvolumen mit J-125-Albumin bestimmt. $5\mu\text{Ci}$ J-125-HSA (Human-Serum-Albumin) wurden gleichzeitig mit dem Pertechnetat intravenös appliziert. Nach 15 und 30 Minuten fanden Blutentnahmen statt; das Plasma wurde sofort abzentrifugiert und nach Abklingen der Technetiumaktivität mit einem Standard in einem Bohrlochzähler gemessen.

Der Abstrom des Jod-Albumin aus der Blutbahn wurde durch Extrapolation auf den Zeitpunkt der Applikation hin eliminiert. Die Aktivität einer Spülflüssigkeit der Spritze und des Gefäßes, in welchem das Nuklid geliefert worden war, wurde subtrahiert. Aus diesem Wert und der Zählrate der Standards wurde das Plasmavolumen errechnet. Mit Hilfe des Hämatokrits, umgewandelt mit dem Faktor 0,86 von venösem in Körperhämatokrit, wurde das Blutvolumen bestimmt.

5. Ergebnisse

5.1.1 Herzzeitvolumina, Schlagvolumina und Flußraten

bei Personen ohne Herzkrankheiten

Das Herzzeitvolumen (HZV) wurde bei 15 Normalpersonen ermittelt. Die Methode ist in Kapitel 3.1 dargestellt. In die Berechnung geht auch das Blutvolumen ein, es wurde jedoch bei diesen Patienten nicht bestimmt. Als Blutvolumen (in Litern) wurde deshalb in Gleichung 2 $1/13$ des Körpergewichts eingesetzt.

Bei 9 dieser 15 Patienten war es sogar möglich, das Herzzeitvolumen getrennt mit den Kurven von rechter Kammer, linker Kammer und dem gesamten Herzen zu bestimmen. Bei den übrigen wurden die Histogramme von zwei Herzabschnitten zur Berechnung des HZV herangezogen. Andere Untersuchungen, bei denen nur eine Kurve verwendet werden konnte, wurden nicht ausgewertet. Voraussetzung war eine eindeutige logarithmische Extrapolation des absteigenden Kurvenschenkels. Die Differenz der Ergebnisse bei einer Person ist ein Hinweis auf die Genauigkeit der Kurvenanalyse.

Die Werte sind in Tabelle 1 dargestellt. Das Mittel beträgt 5,02 Liter/Minute.

Der Herzindex ist das auf einen Quadratmeter Körperoberfläche bezogene Herzzeitvolumen. Die Körperoberfläche wurde mit Hilfe eines Nomogramms (DOCUMENTA GEIGY) aus Größe und Gewicht der Patienten ermittelt. Als Herzzeitvolumen wurde der Mittelwert der Ergebnisse von rechter und linker Kammer und dem gesamten Herzen eingesetzt. Der Mittelwert der hier gemessenen Herzindizes beträgt $2.8 \text{ l/min} \cdot \text{m}^2$.

Das Schlagvolumen (SV) ist der Quotient aus Herzzeitvolumen und Herzfrequenz. Verschiedene Krankheiten des Herzens führen zu einer Verkleinerung des Schlagvolumens, deswegen ist dieses auch für die Herzdiagnostik interessant. Tabelle 1 gibt die Schlagvolumina von 15 Normalpersonen wieder. Der Mittelwert beträgt 63 ml. Der Mittelwert des auf die Körperoberfläche bezogenen Schlagvolumens ist 38 ml/m^2 .

Tabelle 1

Herzzeitvolumina, Schlagvolumina und Flußraten von 15 Normalpersonen

HZV_G = Herzzeitvolumen, anhand des Histogramms des gesamten Herzens bestimmt

HZV_R = Herzzeitvolumen, anhand des Histogramms des rechten Herzens bestimmt

HZV_L = Herzzeitvolumen, anhand des Histogramms des linken Herzens bestimmt

$HERZINDEX$ = Herzzeitvolumen pro Quadratmeter Körperoberfläche

SV = Schlagvolumen

SV/KO = Schlagvolumen pro Quadratmeter Körperoberfläche

FR = Flußrate

Pat. Nr.	HZV_G (l/min)	HZV_R (l/min)	HZV_L (l/min)	$HERZINDEX$ (l/min·m ²)	SV (ml)	SV/KO (ml/m ²)	FR (Umläufe/Minute)
9	5.3	6.3	5.4	-	69	-	1.05
10	7.4	8.2	6.6	3.7	105	59	1.17
11	4.2	5.1	4.6	2.8	62	38	0.98
15	5.5	-	7.0	3.9	72	40	1.41
16	5.0	4.7	5.0	2.7	55	30	1.10
17	5.3	6.0	5.5	3.3	67	40	1.23
18	3.4	-	3.1	1.9	34	21	0.67
21	5.1	5.3	6.1	3.5	86	49	1.55
24	3.6	3.4	3.3	1.8	59	32	0.58
30	5.9	6.1	5.7	-	44	-	1.14
31	3.9	-	4.4	2.3	50	26	0.72
33	-	7.1	5.7	3.2	84	47	1.12
35	3.6	-	3.5	2.1	53	32	0.78
36	-	5.7	3.9	3.1	63	50	1.07
40	3.8	3.2	3.7	2.4	39	25	0.93

Die Flußrate gibt an, wie oft das Blutvolumen pro Minute durch das Herz gepumpt wird (siehe Kapitel 3.1). Sie hat die Einheit Umläufe/Minute. Tabelle 1 gibt die Werte der 15 Normalpersonen wieder. Die Ergebnisse sind die Mittelwerte der Messungen von rechter und linker Kammer und dem gesamten Herzen. Der Durchschnittswert aller Normalpersonen beträgt 1.02.

5.1.2 Herzzeitvolumina, Schlagvolumina, Blutvolumina und Flußraten bei Patienten mit Herzkrankheiten

Tabelle 2 führt Herzzeitvolumina, Schlagvolumina und Blutvolumina von 5 Personen mit Herzkrankheiten auf. Das angegebene Herzzeitvolumen ist in den Fällen, in welchen die Histogramme mehrerer Herzabschnitte registriert wurden, der Mittelwert der Messungen über dem gesamten Herzen, rechter und linker Kammer.

Die Mittelwerte sind:

Herzzeitvolumen	3.40 l/min
Herzindex	$1.96 \text{ l/min} \cdot \text{m}^2$
Schlagvolumen	40 ml
Schlagvolumen bez. auf die Körperoberfläche	23 ml/m^2
Blutvolumen	3.61 l

Tabelle 3 gibt die Flußraten von 11 Patienten wieder. Der Mittelwert ist 0.84.

Tabelle 2

Herzzeitvolumina, Schlagvolumina und Blutvolumina von fünf Patienten mit Herzkrankheiten

HZV = Herzzeitvolumen

HERZINDEX = Herzzeitvolumen bezogen auf die Körperoberfläche

SV = Schlagvolumen

SV/KO = Schlagvolumen bezogen auf die Körperoberfläche

BV = Blutvolumen

Patient	Krankheit	HZV (l/min)	HERZINDEX (l/min·m ²)	SV (ml)	SV/KO (ml/m ²)	BV (l)
3	Mitral- vitium	2.85	1.90	29	19	3.35
7	Mitral- vitium	2.18	1.32	28	17	3.70
8	Klappen- ersatz	6.08	3.45	69	39	3.85
10	Zustand nach Herzinfarkt	3.23	1.75	45	24	3.30
11	Zustand nach Herzinfarkt	2.64	1.39	31	16	3.85

Tabelle 3

Flußraten von 11 Patienten mit Herzkrankheiten

Patient	Krankheit	Flußrate (Umläufe/Minute)
1	Mitral- und Aorten- vitium	1.15
2	Mitral- und Aorten- vitium	0.85
3	Mitralvitium	0.85
4	Mitralvitium	0.43
5	Mitralvitium	0.49
6	Mitralvitium	0.60
7	fragl. Mitralvitium	0.59
8	Klappenersatz	1.58
9	Septumdefekt	0.98
10	Zustand nach Herzinfarkt	0.98
11	Zustand nach Herzinfarkt	0.69

5.2.1 Transitzeiten, Quotienten der Transitzeiten und Laufzeiten bei Normalpersonen

Bei 27 Personen ohne Herz- und Kreislaufkrankheiten wurden die Transitzeiten ermittelt. In allen Fällen konnten sie über beiden Herzkammern gemessen werden, in sogar 20 Fällen über dem linken Vorhof. Obwohl es schwierig ist, über der Aorta brauchbare Histogramme zu erhalten, wurden hier die Transitzeiten bei 16 Patienten ermittelt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4 dargestellt.

Die Transitzeiten können nicht direkt zur Berechnung von Herzvolumina herangezogen werden, da sie auch von einigen unberechenbaren Faktoren abhängen (siehe Kapitel 3.3 und 6.2). Diese werden ausgeschaltet (und damit die Werte normiert), wenn die Quotienten der Transitzeiten der aufeinanderfolgenden Herzabschnitte gebildet werden. Absolutwerte von Kammervolumina können auf diese Art nicht ermittelt werden, die Verlängerung der Transitzeit eines Kompartments führt jedoch zu einem Quotienten, der sich von den Normalwerten unterscheidet.

Tabelle 5 gibt die Verhältnisse der Transitzeiten der Normalpersonen wieder. Abb. 8 stellt graphisch die Verteilung dar.

Die Mittelwerte sind:

vena subclavia/rechte Kammer	1.00
rechter Vorhof/rechte Kammer	1.24
rechte Kammer/a. pulmonalis	0.70
linker Vorhof/linke Kammer	1.11
linke Kammer/Aorta	0.91
linke Kammer/rechte Kammer	1.31

Bei 37 Normalpersonen wurden die Laufzeiten des injizierten Nuklids zwischen verschiedenen Herz- und Kreislaufabschnitten gemessen. 198 Histogramme wurden ausgewertet, indem die Zeitdifferenzen der Kurvenmaxima errechnet wurden. Die Werte sind in Tabelle 6 dargestellt, Abb. 9 stellt sie graphisch dar.

Tabelle 4

Transitzeiten bei Normalpersonen (in Sek.)

Patient	v. subcl.	re. Vorhof	re. Kammer	a. pulmon.	li. Vorhof	li. Kammer	Aorta
1	-	-	7.3	-	-	7.9	-
4	-	-	4.6	-	-	7.8	-
5	-	-	4.0	-	-	6.8	-
6	-	-	-	-	10.6	9.5	-
9	4.2	-	5.4	8.0	10.7	7.5	12.5
10	4.2	-	4.0	7.4	8.3	6.0	7.0
11	5.0	-	6.6	8.8	8.2	8.5	9.0
13	-	-	5.4	-	-	6.2	-
14	-	-	8.5	10.2	10.5	10.4	13.0
15	6.0	5.5	4.1	6.2	6.3	5.5	7.4
16	-	-	6.0	8.9	8.5	7.6	10.0
17	5.6	6.7	5.3	8.8	8.0	7.3	8.4
20	-	3.3	2.4	4.0	4.7	4.5	-
21	-	-	4.5	7.3	6.5	7.3	-
24	-	11.0	11.0	12.0	12.0	13.0	11.0
26	-	-	-	-	9.7	10.7	-
29	-	7.8	6.6	7.8	-	7.8	9.6
30	-	4.8	3.9	-	4.8	5.1	-
31	-	-	6.0	-	-	7.8	-
33	-	-	8.7	15.9	-	11.4	-
34	-	12.6	10.2	13.6	15.0	12.6	12.6
35I	-	-	3.6	4.8	7.8	4.8	5.4
35II	9.6	9.6	7.8	10.8	10.2	9.0	10.8
36II	6.6	10.2	7.8	10.2	10.2	10.8	10.8
40	4.1	6.6	5.1	9.6	10.4	9.0	6.6
41	-	7.2	5.4	-	7.8	6.6	7.8
44	10.2	10.8	9.5	11.4	10.8	11.4	11.4

Tabelle 5

Quotienten der Transitzeiten bei Normalpersonen

Patient	v. subcl. re. Kammer	re. Vorhof re. Kammer	re. Kammer a. pulmon.	li. Vorhof li. Kammer	li. Kammer Aorta	li. Kammer re. Kammer
1	-	-	-	-	-	1.08
4	-	-	-	-	-	1.70
5	-	-	-	-	-	1.70
6	-	-	-	1.12	-	-
9	0.78	-	0.68	1.43	0.60	1.39
10	1.05	-	0.54	1.38	0.86	1.50
11	0.76	-	0.75	0.96	0.94	1.29
13	-	-	-	1.32	-	1.15
14	-	-	0.83	1.00	0.80	1.22
15	1.46	1.34	0.66	1.15	0.74	1.34
16	-	-	0.67	1.12	0.76	1.27
17	1.06	1.26	0.60	1.10	0.87	1.38
20	-	1.38	0.60	0.96	-	1.88
21	-	-	0.62	0.89	-	1.62
24	-	1.00	0.92	0.92	1.18	1.18
26	-	-	-	0.91	-	-
29	-	1.18	0.85	-	0.81	1.18
30	-	1.23	-	0.94	-	1.31
31	-	-	-	-	-	1.30
33	-	-	0.55	-	-	1.31
34	-	1.23	0.75	1.19	1.00	1.23
35 I	-	-	0.75	1.63	0.89	1.35
35 II	1.23	1.23	0.72	1.13	0.83	1.15
36 I	0.85	1.31	0.77	0.94	1.00	1.39
40	0.80	1.29	0.53	1.15	1.38	1.75
41	-	1.33	-	1.18	0.85	1.22
44	1.07	1.14	0.83	0.95	1.00	1.20

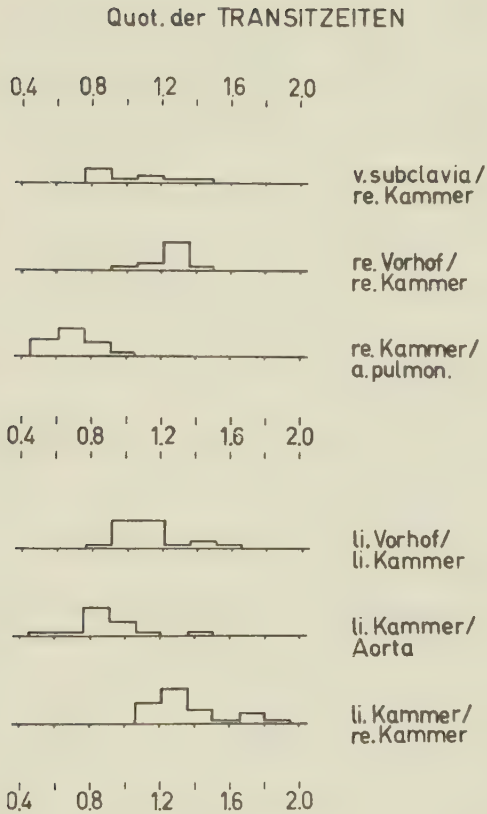


Abb. 8 :

Die Verteilung der Quotienten der Transitzeiten
bei Normalpersonen

Tabelle 6

Laufzeiten bei Normalpersonen (in Sek.)

Patient	v. subcl.- re. Kammer	re. Vorhof- re. Kammer	re. Kammer- a. pulmon.	Lunge- li. Kammer	li. Vorhof- li. Kammer	li. Kammer- Aorta	li. Vorhof- Aorta	re. Kammer li. Kammer
1	-	-	-	-	-	-	-	6.4
3	1.2	-	-	1.8	-	-	-	6.0
4	-	-	-	-	-	-	-	4.5
5	-	-	-	-	-	-	-	4.5
6	-	-	1.1	-	1.8	-	-	6.8
7	-	-	-	-	-	-	-	5.1
8	-	-	-	-	-	-	-	5.5
9	1.2	-	2.0	3.3	1.8	0.0	1.8	7.3
10	1.3	-	0.5	2.2	1.4	0.5	1.9	5.2
11	4.0	-	1.4	2.2	1.7	-	-	6.0
13	1.0	0.2	0.3	1.4	0.3	-	-	4.1
14	0.2	-	1.0	2.4	0.4	0.6	1.0	5.2
15	0.9	0.2	0.8	2.7	0.8	0.0	0.8	4.7
16	1.8	-	1.7	3.3	1.5	0.0	1.5	7.0
17	1.8	0.8	1.2	1.2	2.0	-	-	6.2
18	-	-	1.4	-	-	-	-	5.8
19	-	1.9	-	1.0	-	0.5	-	8.0
20	-	1.2	0.7	2.2	0.3	0.5	0.8	4.2
21	1.0	0.0	0.8	3.8	1.6	-	-	6.8
24	1.3	-	1.9	4.6	1.0	1.0	2.0	8.7
25	-	-	-	4.5	-	-	-	7.0
26	-	-	-	3.5	0.7	-	-	7.7
27	1.2	-	-	1.5	-	-	-	5.0
29	0.6	-	1.6	-	-	0.0	-	5.4
30	-	0.0	-	3.0	0.6	-	-	4.2
31	-	-	-	-	-	2.8	-	7.2
32	0.6	-	0.6	1.5	-	-	-	3.6
33	-	-	1.5	3.0	-	-	-	5.4
34	3.0	0.6	0.8	1.2	-	-	-	7.2
35 _T	0.6	-	0.0	1.8	0.0	1.2	1.2	4.8
35 _{II}	0.6	0.0	0.6	3.3	0.6	0.6	1.2	5.4
36	3.3	0.3	1.2	4.2	1.8	0.0	1.8	6.0
39	0.6	0.0	0.6	3.0	-	1.8	-	4.2
40	0.6	0.0	0.6	3.6	0.6	1.2	1.8	7.2
41	1.2	0.6	0.0	-	0.3	-	-	4.5
42	0.8	0.0	1.2	2.4	0.6	-	-	4.8
44	4.0	-	1.8	2.4	-	-	-	6.6

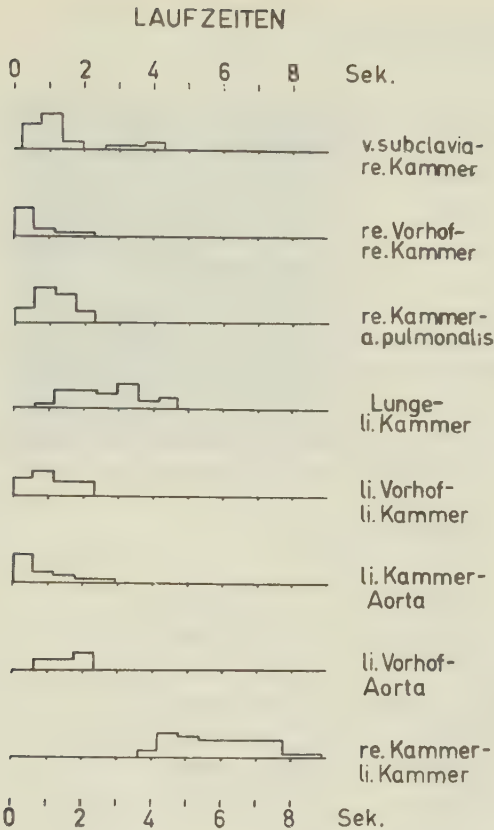


Abb. 9 :

Verteilung der Laufzeiten der Normalpersonen

Die Mittelwerte sind:

vena subclavia - rechte Kammer	1.4 Sek.
rechter Vorhof - rechte Kammer	0.4 Sek.
rechte Kammer - a. pulmonalis	0.9 Sek.
Lunge - linke Kammer	2.6 Sek.
linker Vorhof - linke Kammer	1.0 Sek.
linke Kammer - Aorta	0.7 Sek.
linker Vorhof - Aorta	1.4 Sek.
rechte Kammer - linke Kammer	5.8 Sek.

5.2.2 Quotienten der Transitzeiten und Laufzeiten bei Patienten mit Herzkrankheiten

Es wurden zwölf Herzkranke untersucht. Acht hatten einfache oder kombinierte Klappenfehler, zwei hatten einen Herzinfarkt gehabt, eine Patientin einen Ventrikelseptumdefekt und einem Patienten war ein Aortenklappenersatz eingesetzt worden.

Patient 1

Diagnose aufgrund der klinischen, phonokardiographischen und Herzkatheteruntersuchung: Mitralstenose, kombiniertes Aortenvitium.

Röntgenuntersuchung des Thorax: stark vergrößertes Herz.

Die Patientin war in einem guten Allgemeinzustand. Die Gammakamerabilder zeigen ein stark vergrößertes rechtes Herz (Abb. 10).

Laufzeiten in Sekunden (siehe Abb. 11):

v. subcl. - re. Kammer	1.8 (normal)
re. Kammer - a. pulm.	1.8 (normal)
Lunge - li. Kammer	3.6 (normal)
li. Vorhof - li. Kammer	0.6 (normal)
li. Kammer - Aorta	0.6 (normal)
li. Vorhof - Aorta	1.2 (normal)
re. - li. Kammer	7.2 (normal)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	0.75 (niedrig)
re. Kammer/a. pulm.	0.86 (normal)
li. Vorhof/li. Kammer	0.78 (niedrig)
li./re. Kammer	1.50 (normal)

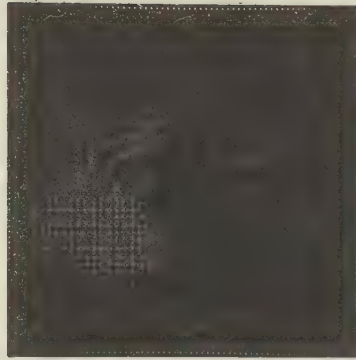


Abb. 10 : Rechtes Herz Patient 1

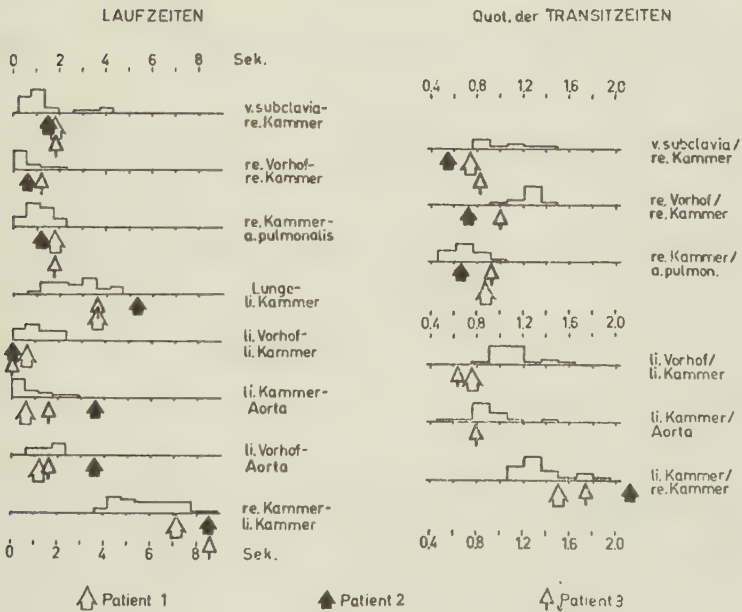


Abb. 11 : Laufzeiten und Quotienten der Transitzeiten der Patienten 1, 2 und 3. Die Werte sind unter den jeweiligen Normalwerten durch Markierungen bezeichnet

Der niedrige Quotient der Transitzeiten v. subcl./re. Kammer weist auf eine große rechte Kammer hin. Das niedrige Verhältnis der Transitzeiten li. Vorhof/li. Kammer ist ein Hinweis auf eine lange Transitzeit in der linken Kammer, welche durch die Volumenvergrößerung und die Klappenfehler verursacht wird.

Die Interpretationen der Meßergebnisse stehen in guter Übereinstimmung mit den Auswertungen der phonokardiographischen und Herzkatheteruntersuchung. Die hier gemessenen Werte unterscheiden sich jedoch nicht wesentlich von den Normalwerten.

Patient 2

Nach Phonokardiographie Mitralinsuffizienz und Aortenstenose. Die Bilder zeigen ein vergrößertes rechtes und linkes Herz.

Laufzeiten (in Sekunden) (s. Abb. 11):

v. subcl. - re. Kammer	1.5 (normal)
re. Vorhof - re. Kammer	0.6 (normal)
re. Kammer - a. pulm.	1.2 (normal)
Lunge - li. Kammer	5.4 (hoch)
li. Vorhof - li. Kammer	0.0 (niedriger Normalbereich)
li. Kammer - Aorta	3.6 (hoch)
li. Vorhof - Aorta	3.6 (hoch)
re. - li. Kammer	8.4 (hoher Normalbereich)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	0.55 (niedrig)
re. Vorhof/re. Kammer	0.73 (niedrig)
re. Kammer/a. pulm.	0.65 (normal)
li./re. Kammer	3.0 (hoch)

Die beiden oberen Quotienten der Transitzeiten bedeuten, daß die TT der rechten Kammer lang ist. Dies weist auf einen vergrößerten rechten Ventrikel hin. Die langen Laufzeiten Lunge - linke Kammer und linke Kammer - Aorta sind ein Zeichen des großen linken Herzens und der Aortenstenose, die Laufzeit linker Vorhof - linke Kammer von 0.0 Sekunden kann als Hinweis auf die Mitralinsuffizienz interpretiert werden.

Die Meßergebnisse unterscheiden sich teilweise sehr von den Normalwerten. Ihre Interpretation steht in guter Übereinstimmung mit der Auswertung der phonokardiographischen Untersuchung.

Patient 3

Nach der Röntgenuntersuchung, dem auskultatorischen Befund und dem Ergebnis der phonokardiographischen Untersuchung "reine" Mitralinsuffizienz.

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 11):

v. subcl. - re. Kammer	1.8 (normal)
re. Vorhof - re. Kammer	1.2 (normal)
re. Kammer - a. pulmonalis	1.8 (normal)
Lunge - li. Kammer	3.6 (normal)
li. Vorhof - li. Kammer	0.0 (niedriger Normalbereich)
li. Kammer - Aorta	1.6 (normal)
li. Vorhof - Aorta	1.6 (normal)
re. - li. Kammer	8.4 (hoher Normalbereich)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	0.82 (normal)
re. Vorhof/re. Kammer	1.0 (niedriger Normalbereich)
re. Kammer/a. pulm.	0.92 (normal)
li. Vorhof/li. Kammer	0.63 (niedrig)
li. Kammer/Aorta	0.79 (normal)
li./re. Kammer	1.73 (normal)

Das niedrige Verhältnis der Transitzeiten (TT) linker Vorhof/linke Kammer und der große Quotient der TT's linke Kammer/rechte Kammer weisen auf den vergrößerten linken Ventrikel hin. Die Laufzeit von der rechten zur linken Kammer ist lang.

Die ermittelten Werte liegen wenig außerhalb des Normbereichs. Eine Lokalisierung der pathologischen Herzveränderung an Hand der Meßwerte auf den linken Ventrikel ist möglich.

Patient 4

Nach dem physikalischen und röntgenologischen Untersuchungsbefund sowie der Herzkatheteruntersuchung kombiniertes Mitralvitium. Die Bilder zeigen ein enorm vergrößertes rechtes Herz, in welchem die Aktivität lange verbleibt (Abb. 12).

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 13):

v. subcl. - re. Kammer	5.6 (hoch)
re. Vorhof - re. Kammer	4.4 (hoch)
re. Kammer - a. pulm.	3.4 (hoch)
Lunge - li. Kammer	2.4 (normal)
re. - li. Kammer	10.0 (hoch)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	0.39 (niedrig)
li./re. Kammer	0.78 (niedrig)

Die sehr langen Laufzeiten sind ein Zeichen der Vergrößerung des Herzbinnenraums der rechten Seite und der Einschränkung der Herzleistung. Der sehr niedrige Quotient der Transitzeiten von vena subclavia und rechter Kammer weist auf einen großen rechten Ventrikel hin, das Verhältnis der TT's linke Kammer/rechte Kammer bestätigt dies.

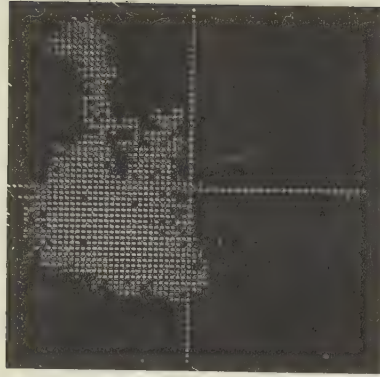


Abb. 12 : Rechtes Herz Patient 4

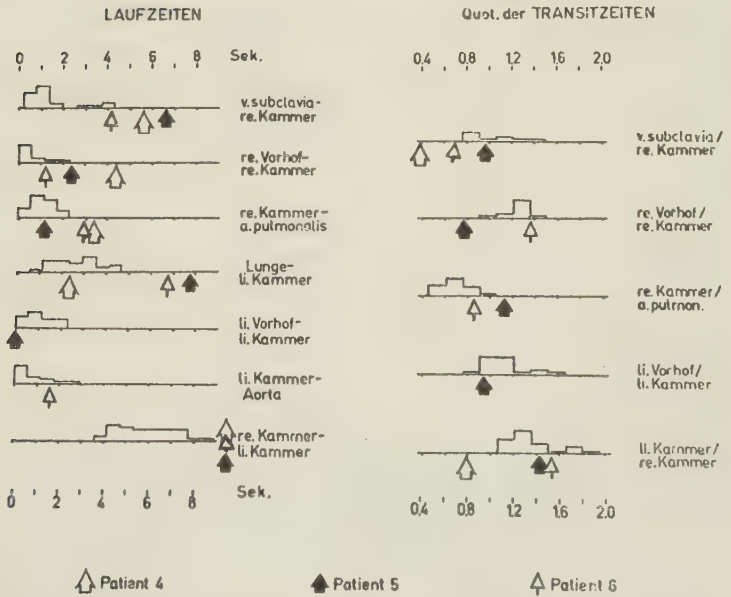


Abb. 13 :

Laufzeiten und Quotienten der Transitzeiten der Patienten 4, 5 und 6

Das Vitium zeigt sich bei diesem Patienten im Rückstau zum rechten Herzen. Die Interpretation der Gammakameraufnahmen und des Ergebnisses der Messung von Transitzeiten und Laufzeiten ist gut vereinbar mit dem Befund der Herzkatheteruntersuchung.

Patient 5

Phonokardiographisch Mitralinsuffizienz. Nach Röntgenaufnahmen ist ein kombiniertes Mitralvitium und eine relative Tricuspidalinsuffizienz wahrscheinlich. Die Gammakameraufnahmen zeigen ein mäßig vergrößertes rechtes Herz.

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 13):

v. subcl. - re. Kammer	6.6 (hoch)
re. Vorhof - re. Kammer	2.4 (hoch)
re. Kammer - a. pulm.	1.2 (normal)
Lunge - li. Kammer	7.8 (hoch)
li. Vorhof - li. Kammer	0.0 (niedriger Normalbereich)
re. - li. Kammer	13.8 (sehr hoch)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	0.97 (normal)
re. Vorhof/re. Kammer	0.77 (niedrig)
re. Kammer/a. pulm.	1.13 (hoch)
li. Vorhof/li. Kammer	0.95 (normal)
li./re. Kammer	1.42 (normal)

Die Laufzeiten von der vena subclavia und dem rechten Vorhof zur rechten Kammer sind sehr lang. Das sehr kleine Verhältnis der Transitzeiten rechter Vorhof/rechte Kammer und das große Verhältnis TT rechte Kammer/TT a. pulmonalis sind Zeichen eines großen rechten Ventrikels. Die verlängerte Laufzeit Lunge - linke Kammer ist ein Hinweis für eine pathologische Veränderung im linken Herzen. Die Laufzeit linker Vorhof - linke Kammer von 0.0 Sekunden ist gut vereinbar mit der phonokardiographisch festgestellten Mitralinsuffizienz.

Die extrem lange Laufzeit rechte Kammer - linke Kammer weist auf die verminderte Funktion des Herzens hin.

Die außerhalb des Bereichs der Normalwerte liegenden Meßergebnisse liefern also klare Anzeichen für Veränderungen im rechten Herzen. Die Hinweise auf Klappenfehler oder Volumenveränderungen des linken Herzens sind nicht so deutlich.

Patient 6

Auskultatorisch Mitralstenose. Die Patientin war in gutem Allgemeinzustand.

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 13):

v. subcl. - re. Kammer	4.2 (hoher Normalbereich)
re. Vorhof - re. Kammer	1.2 (normal)
re. Kammer - a. pulmonalis	3.0 (hoch)
Lunge - li. Kammer	6.8 (hoch)
li. Kammer - Aorta	1.6 (normal)
re. - li. Kammer	14.6 (sehr hoch)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	0.68 (niedrig)
re. Vorhof/re. Kammer	1.36 (normal)
re. Kammer/a. pulmonalis	0.86 (normal)
li./re. Kammer	1.53 (normal)

Ein Hinweis für pathologische Veränderungen der rechten Herzseite ist die lange Laufzeit rechte Kammer - a. pulmonalis und der niedrige Quotient der TT's v. subclavia/rechte Kammer. Die Mitralstenose manifestiert sich in der sehr langen Laufzeit Lunge - linke Kammer, daneben ist auch die Laufzeit von der rechten zur linken Kammer insgesamt verlängert.

Patient 7

Nach dem Auskultationsbefund relative Mitralinsuffizienz, röntgenologisch ist das Herz nicht wesentlich vergrößert.

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 14):

v. subcl. - re. Kammer	2.4 (normal)
re. Vorhof - re. Kammer	0.6 (normal)
re. Kammer - a. pulmonalis	1.2 (normal)
Lunge - li. Kammer	3.0 (normal)
li. Vorhof - li. Kammer	1.8 (normal)
re. - li. Kammer	8.4 (hoher Normalbereich)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	0.89 (normal)
re. Vorhof/re. Kammer	0.74 (niedrig)
re. Kammer/a. pulmonalis	0.84 (normal)
li. Vorhof/li. Kammer	0.88 (normal)
li./re. Kammer	1.48 (normal)

Alle Werte bis auf den Quotienten der Transitzeiten rechter Vorhof/rechte Kammer liegen im Normalbereich. Eine Vergrößerung der rechten Kammer ist nicht wahrscheinlich, weil alle Laufzeiten und die Quotienten v. subclavia/rechte Kammer, rechte Kammer/a. pulmonalis und linke Kammer/rechte Kammer nicht verändert sind.

Pathologische Veränderungen sind nach den hier ermittelten Werten nicht wahrscheinlich.

Patient 8

Künstliche Aortenklappe, ca. 3 Wochen vor der Untersuchung eingesetzt. Vor der Operation bestand eine Aortenstenose. Der Patient ist jetzt in gutem Allgemeinzustand.

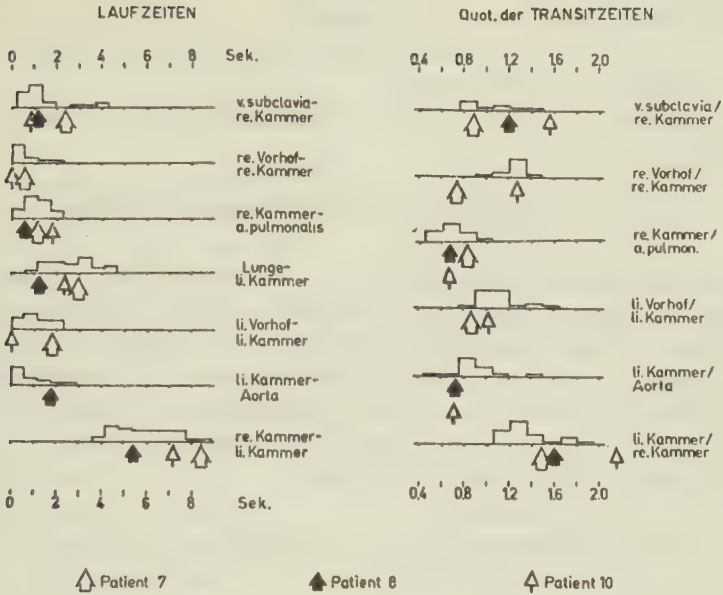


Abb. 14 :

Laufzeiten und Quotienten der Transitzeiten der Patienten 7, 8 und 10

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 14):

v. subcl. - re. Kammer	1.2 (normal)
re. Kammer - a. pulmonalis	0.6 (normal)
Lunge - li. Kammer	1.2 (niedriger Normalbereich)
li. Kammer - Aorta	1.8 (normal)
re. - li. Kammer	5.4 (normal)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	1.20 (normal)
re. Kammer / a. pulmonalis	0.68 (normal)

li. Kammer/Aorta	0.73 (normal)
li./re. Kammer	1.60 (normal)

Alle gemessenen Werte sind normal.

Patient 9

Nach dem klinischen Befund Mitralvitium oder Ventrikelseptumdefekt.

Auf den Gammakameraaufnahmen sind zwei Aktivitätsansammlungen zu sehen, die der Lage nach den beiden Kammern entsprechen. Andere Kreislaufabschnitte sind nicht zu erkennen (Abb. 15). Die Histogramme der beiden Aktivitätsansammlungen haben zwei Maxima im Abstand von etwa 4.6 Sekunden. Der erste Peak tritt rechts 0.9 Sekunden früher auf als links, der zweite ist auf beiden Seiten gleichzeitig zu finden. Die Transitzeit beträgt für die rechte Kammer 12 und die linke 15 Sekunden.

Ein Ventrikelseptumdefekt ist sehr wahrscheinlich.

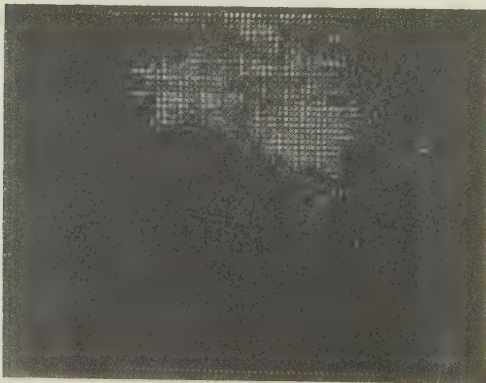


Abb. 15 :
Gesamtes Herz Patient 9

Patient 10

Herzinfarkt (2 Wochen vor der Untersuchung).

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 14):

v. subcl. - re. Kammer	0.9 (normal)
re. Vorhof - re. Kammer	0.0 (normal)
re. Kammer - a. pulmonalis	1.8 (normal)
Lunge - li. Kammer	2.4 (normal)
li. Vorhof - li. Kammer	0.0 (niedriger Normalbereich)
re. - li. Kammer	7.2 (normal)

Quotienten der Transitzeiten:

v. subcl./re. Kammer	1.57 (hoch)
re. Vorhof/re. Kammer	1.29 (normal)
re. Kammer/a. pulmonalis	0.67 (normal)
li. Vorhof/li. Kammer	1.03 (normal)
li. Kammer/Aorta	0.72 (normal)
li./re. Kammer	2.15 (hoch)

Der Quotient der Transitzeiten linke Kammer/rechte Kammer ist sehr groß. Eine wesentliche Vergrößerung der linken Kammer ist jedoch nicht wahrscheinlich, weil das Verhältnis der TT's linker Vorhof/linke Kammer und linke Kammer/Aorta im normalen Bereich liegen.

Patient 11

1969 Herzinfarkt, etwa drei Wochen vor der Untersuchung Reinfarkt (Vorderwand).

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 16):

re. Vorhof - re. Kammer	0.0 (normal)
re. Kammer - a. pulmonalis	0.9 (normal)

Lunge - li. Kammer	5.4 (hoch)
li. Kammer - Aorta	3.0 (hoch)
re. - li. Kammer	9.6 (hoch)

Quotienten der Transitzeiten:

re. Vorhof/re. Kammer	1.26 (normal)
re. Kammer/a. pulmonalis	0.79 (normal)
li. Kammer/Aorta	0.78 (normal)
li. Kammer/re. Kammer	1.47 (normal)

Die Laufzeiten von der Lunge zur linken Kammer und von der linken Kammer zur Aorta sind lang. Die Laufzeit von der rechten zur linken Kammer ist insgesamt stark verlängert. Alle Transitzeiten bzw. deren Verhältnisse sind normal. Es finden sich also Laufzeiten, die auf eine pathologische Veränderung im linken Herzen hinweisen.

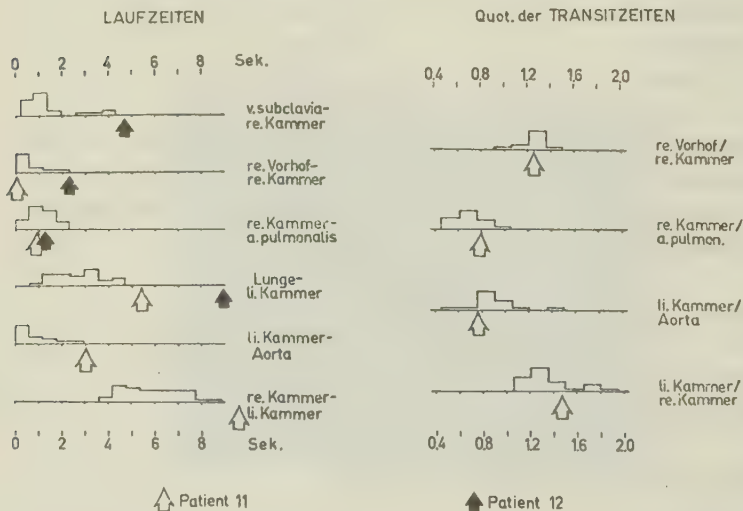


Abb. 16 :

Laufzeiten und Quotienten der Transitzeiten der Patienten 11 und 12

Patient 12

Nach Röntgenbefund, Phonokardiographie und klinischer Untersuchung Aortenklappenstenose. Das EKG zeigte einen alten Vorderwandinfarkt. Die körperliche Leistungsfähigkeit des Patienten ist stark eingeschränkt.

Laufzeiten (in Sekunden) (siehe Abb. 16):

v. subcl. - re. Kammer	4.7 (hoch)
re. Vorhof - re. Kammer	2.3 (hoch)
re. Kammer - a. pulmonalis	1.3 (normal)
Lunge - li. Kammer	mehr als 8 Sekunden

Die Laufzeiten v. subclavia - rechte Kammer und rechter Vorhof - rechte Kammer sind wenig verlängert. Bei der Auswertung der Messungen zeigte sich, daß die Impulsrate über der linken Kammer nur sehr langsam zunahm und die Laufzeit weit über dem Normalbereich lag. Andere Meßwerte konnten wegen der raschen Verteilung der Aktivität im Blut und wegen des großen Herzens, das zu Überlagerungen führte, nicht ermittelt werden. Der langsame Transport der Aktivität von der Lunge in die linke Herzkammer ist gut zu vereinbaren mit dem Befund einer Aortenklappenstenose.

5.3 Funktionelle Blutvolumina in der Lungenstrombahn und dem linken Vorhof

Fließende Blutvolumina zwischen zwei Meßpunkten lassen sich mit Hilfe von Gleichung 4 (S. 15) errechnen. Es wurde bei 15 Normalpersonen mit Hilfe der Laufzeiten die Blutmenge zwischen rechter und linker Kammer ermittelt. Für das Herzzeitvolumen wurde der Mittelwert der über den verschiedenen Herzabschnitten bestimmten Herzzeitvolumina eingesetzt. Das Ergebnis schließt ein die Blutmenge in einem Teil der rechten Herzkammer, der a. pulmonalis, dem Gefäßbett der Lunge, dem linken Vorhof und einem Teil der linken Kammer.

Die Werte von 15 Personen ohne Herz - Kreislaufkrankheiten sind in Tabelle 7 aufgeführt. Der Mittelwert beträgt 507 ml.

Es wurde ebenfalls bei 5 Patienten mit Herzkrankheiten das Blutvolumen zwischen rechter und linker Kammer errechnet.

Tabelle 8 zeigt die Ergebnisse. Der Mittelwert beträgt 400 ml.

Tabelle 7

Funktionelle Blutvolumina zwischen rechter und linker Kammer bei Personen ohne Herz - Kreislaufkrankheiten

Patient	Blutvolumen (ml)
9	693
10	641
11	469
15	493
16	571
17	578
18	319
21	623
24	493
30	413
31	504
35	319
36 ^{II}	480
40	432
33	576

Tabelle 8

Funktionelle Blutvolumina zwischen rechter und linker Kammer bei fünf Patienten mit Herzkrankheiten

Patient	Krankheit	Blutvolumen (ml)
3	Mitralinsuff.	339
7	Mitralinsuff.	305
8	Klappenersatz	547
10	Zust. n. Herzinfarkt	388
11	Zust. n. Herzinfarkt	422

6. Diskussion

Es ist mit der Gammakamera auf einfache Weise möglich, selektiv für einzelne Herzabschnitte Aktivitätsverläufe zu messen. Der Versuch, aus diesen Meßergebnissen Informationen über den Funktionszustand des Herzens zu gewinnen, bietet sich an.

Eine genaue Überprüfung aller theoretischen Grundlagen, der Arbeitsmethoden und der Ergebnisse der Untersuchungen ist notwendig. Außerdem muß eine Analyse und Diskussion der Fehlerquellen deshalb besonders intensiv durchgeführt werden, weil einige Funktionsparameter erfaßt werden können, welche durch keine eingeführte und anerkannte Kontrollmethode überprüft werden können.

6.1 Die Methode der Berechnung der Herzzeitvolumina

Eine Diskussion der theoretischen Grundlagen der Bestimmung des Herzzeitvolumens nach der STEWART-HAMILTON-Methode würde hier zu weit führen. Die auf radiokardiographischem Wege ermittelten Ergebnisse verschiedener Untersucher sind meistens höher als die nach einer anderen Methode gemessenen Werte. PRITCHARD fand eine durchschnittliche Abweichung von 8 % bei der Bestimmung des Herzzeitvolumens nach FICK und mit Hilfe der Radiokardiographie.

BURKE verwendete eine Gammakamera für die externe Registrierung. Bei einem Vergleich mit Messungen unter Verwendung von Cardiogreen fand er eine sehr gute Übereinstimmung der Werte. Eine Zusammenstellung und Diskussion der Ergebnisse verschiedener Autoren findet sich bei DOW.

CARTER stellte eine große Differenz zwischen den Ergebnissen bei der externen Registrierung und der Messung der Blutaktivität durch kontinuierliche Blutentnahmen fest. Sie fand, daß das Ergebnis bei Messung von außen von der Entfernung zwischen Gerät und Untersuchungsobjekt abhing und führte dies darauf zurück, daß bei größerer Distanz sich auch andere Gewebe im Meßfeld befinden. Diese enthalten bei der Registrierung nach der Vermischung des Nuklids mit dem Blut ebenfalls Aktivität und verfälschen so das Ergebnis.

Da bei der Gammakamera durch die nachträgliche Auswahl der "regions of interest" eine selektive Messung des Herzens möglich ist, dürfte dieser Fehler hier eine nicht so große Rolle spielen.

Verschiedene Autoren haben versucht, den Anteil dieser "Hintergrundaktivität" an der präkordialen Zählrate abzuschätzen. DONATO nimmt einen Wert von 10 - 20 % an. JOYET hat für seine Versuchsanordnung für die gemessene Impulsrate einen Korrekturfaktor von 0.9 errechnet. VAN DYKE legte bei seiner Bestimmung von Kammervolumina ein ringförmiges Meßfeld um das Herz und verrechnete die dort gemessene Zählrate mit der Aktivität über den Kammern.

Eine genaue Methode zur Berechnung dieses Fehlers gibt es jedoch nicht. Bei der Messung der Aktivität über den beiden Kammern ist das Verhältnis von der Aktivität im Herzen zur Hintergrundstrahlung besser als bei der Registrierung über den Vorhöfen oder der Lunge. Deshalb soll das Herzzeitvolumen nur mit den Histogrammen für die Herzkammern errechnet werden, auch wenn es von der Qualität der Kurven her auch anderswo möglich wäre.

Die Hintergrundaktivität ist wahrscheinlich neben einer ungenauen Extrapolation die Ursache der Abweichung der Meßergebnisse von rechter Kammer, linker Kammer und dem gesamten Herzen.

Voraussetzung für ein richtiges Ergebnis ist, daß die Messung nach der Durchmischung der Aktivität mit dem Blut über genau derselben Stelle geschieht wie die Registrierung der ersten Passage. Das bedeutet, daß der Patient sich in der Zeitspanne zwischen Applikation und zweiter Messung nicht bewegen darf.

6.2 Bestimmung von Herzvolumina mit Hilfe der Transitzeiten

Für die mittlere Transitzeit gilt der Zusammenhang:

$$\text{Transitzeit} = \frac{\text{Poolvolumen}}{\text{Durchflußvolumen}} \quad (3)$$

Eine Reihe von Untersuchern hat die Transitzeiten zur Berechnung der Blutmenge in der Lungenstrombahn herangezogen (z.B. GIUNTINI). OLDENDORF errechnete bei gegebenem Poolvolumen mit Hilfe der Transitzeiten die Hirndurchblutung.

Die Ermittlung von Volumina durch Bestimmung von Transitzeit und Durchflußvolumen ist eine einfache, nicht aufwendige und den Patienten nicht belastende Methode. Es ist deshalb naheliegend, sie zur Berechnung der Volumina von Herzkammern heranzuziehen.

Es gibt jedoch einige wichtige Einschränkungen, die beachtet werden müssen.

1. Das Herz ändert sein Volumen während der Aktionen. Eine Volumenberechnung würde eine mittlere Herzgröße und nicht das enddiastolische oder endsystolische Volumen zum Ergebnis haben.
2. Der Blutfluß im Herzen ist nicht kontinuierlich, sondern periodisch, genauso die Weiterbeförderung der radioaktiven Substanz. Für die Volumenbestimmung bedeutet dies, daß der Durchgang der Aktivität durch das Meßfeld des Detektors nur auf $\pm 1/2$ Herzaktion genau bestimmt werden kann.
3. Im Laufe der Messungen zeigte es sich, daß die Transitzeiten von Patient zu Patient so stark differieren, daß die Unterschiede nicht durch verschiedene Herzzeitvolumina oder Herzbinnenraumvolumina erklärt werden können. Die Ursache für die unterschiedliche Verweildauer der Aktivität liegt in der Länge und Form des Bolus beim Eintritt in das Herz. Diese hängen ab von der Dauer und dem Ort der Injektion des Nuklids. Punktion einer weit peripher gelegenen Armvene, große Volumina der applizierten Lösung und langsame Injektionsweise führen zu einer gestreckten Form des Bolus.

Es wurde in dieser Arbeit eine gleichbleibende Applikationsweise angestrebt, war aber wegen wechselnder Injektionsvolumina nicht immer möglich (siehe auch Kapitel 4.4).

4. Wenn ein Nuklid durch das Meßfeld eines Detektors fließt, entsteht im Idealfall eine rechteckförmige Kurve. In der Praxis erfolgen jedoch Anstieg und Abfall der Impulsrate nicht abrupt. Abb. 17 zeigt zwei Kurven mit abgerundeten Konturen, die die Impulsrate über einem Pool, durch den eine Aktivität fließt, darstellen. Darunter ist der Zu- und Abstrom eingezeichnet, deren Summe die 1. Ableitung der oberen Kurve bildet. Zu- und Abstrom überschneiden sich.

Dies hat zur Folge, daß kein Plateau mehr entsteht und daß die Breite der Kurve auf halber Höhe (die Transitzeit) größer wird als die Zeitdifferenz der Maxima von Zu- und Abfluß. Damit entspricht die an der Kurve abgelesene Transitzeit nicht mehr der Zeitspanne, in der eine Aktivität eine Hohlkörper durchfließt. Gleichung 3 kann nicht mehr zur Volumenberechnung verwendet werden.

Es wurde nach einer Methode gesucht, trotz der oben genannten Fehlerquellen aus den Transitzeiten Informationen über Poolvolumina zu gewinnen. Eine Möglichkeit besteht darin, Quotienten der Transitzeiten der aufeinanderfolgenden Herz- und Kreislaufabschnitte zu bilden. Damit wird der Einfluß der Injektionsweise auf das Ergebnis ausgeschaltet. Auch das Herzzeitvolumen spielt keine Rolle mehr und muß nicht bestimmt werden.

Da eine Vergrößerung des Poolvolumens zu einer Verlängerung der Transitzeit führt, ändert sich das Verhältnis der Transitzeiten der aufeinanderfolgenden Kreislaufabschnitte: Das des vorangehenden Kreislaufteils zu diesem Pool wird kleiner, das zum nachfolgenden Kreislaufabschnitt wird größer.

Klappeninsuffizienzen führen (durch das Pendelblut) ebenfalls zu einer Verlängerung der Transitzeit.

Bei dieser Methode ist es nicht mehr möglich, Absolutwerte für die Volumina der Herzabschnitte anzugeben. Es ist jedoch zu erwarten, daß die Werte der Patienten mit Herzkrankheiten sich von denen eines Kollektivs von Normalpersonen unterscheiden.

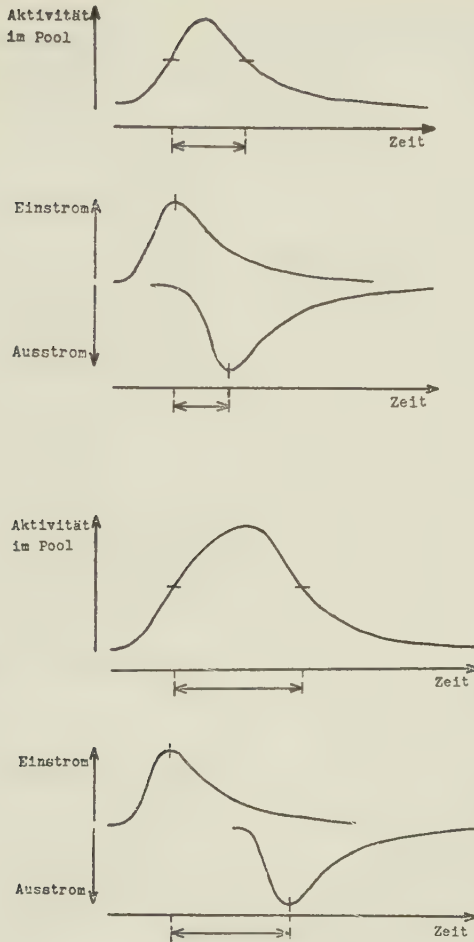


Abb. 17 :

Dargestellt sind zwei Impulskurven, welche über einem Pool registriert werden können, durch den eine Aktivität fließt. Die Kurven resultieren aus dem Zu- und Abstrom.

Überschneiden sich diese, dann ist die Transitzeit länger als die Zeitdifferenz zwischen Zu- und Abstrom. Je mehr sich Ein- und Ausfluß einander nähern, um so größer wird dieser "Fehler"

6.3 Theoretische Grundlagen der Laufzeiten

Die Laufzeiten eines Nuklids sind in dieser Arbeit definiert als "peak-zu-peak" - Zeiten zweier Zeitaktivitätskurven. Diese Zeitspannen sind einfach abzulesen und entsprechen, wenn sich die Formen der über den verschiedenen Herzabschnitten registrierten Zeitaktivitätskurven nicht wesentlich voneinander unterscheiden, der durchschnittlichen Laufzeit aller Teilchen. Die Gruppe von FEINENDEGEN arbeitet mit den "minimalen Transitzeiten", d.h. den Zeitabständen der Kurvenanstiege. Diese sind jedoch schwer abzulesen, wenn die Zählrate nicht sehr abrupt zunimmt. Die genaueste aber auch die aufwendigste Methode ist die Messung der mittleren Laufzeiten, indem die Summe der Laufzeiten aller Teilchen dividiert wird durch die Zahl der Teilchen. Unter der oben genannten Bedingung dürfte sich jedoch die "peak-zu-peak"-Zeit von dieser nicht unterscheiden.

Laufzeiten sind wie die Transitzeiten abhängig vom Herzzeitvolumen und vom Poolvolumen. Sie sind unabhängig von der Länge des Bolus und werden daher nicht von der Injektionsweise beeinflusst.

Eine Volumenbestimmung mit Hilfe der Messung von Laufzeiten scheint also problemloser als bei Verwendung der Transitzeiten.

Da es jedoch nicht möglich ist, Kurven für Ein- oder Ausgänge von Herzteilen herzustellen, könnten nur zwischen ganzen Herzteilen bzw. Gefäßabschnitten liegende Volumina ermittelt werden. Dabei ist jedoch unklar, welche Räume eingeschlossen werden, wie z.B. bei der Laufzeit rechter Vorhof - rechte Kammer. Nur bei dauernder und vollständiger Vermischung von Blut und Aktivität in Vorhof und Kammer würde das Ergebnis gleich der Summe beider Volumina sein.

Ein weiteres Hindernis bei der Errechnung kleiner Volumina ist die nicht kontinuierliche Weiterbeförderung des Blutes. Dadurch kann die Zeitspanne, die ein Indikator zum Durchqueren eines Kompartments benötigt, nur auf $\pm 1/2$ Herzaktion genau angegeben werden, wodurch die Volumenbestimmung auch nur auf $\pm 1/2$ Schlagvolumen genau ist.

Aus allen genannten Gründen werden in dieser Arbeit keine Herzvolumina anhand der Laufzeiten errechnet, sondern nur die Werte der Patienten mit Herzkrankheiten denen der Normalpersonen gegenübergestellt.

6.4 Extrapolation des absteigenden Kurvenschenkels der Histogramme

Zur Bestimmung des Herzzeitvolumens ist es notwendig, die Impulssumme der ersten Indikatorpassage durch das Herz zu errechnen. Zur Ausschaltung der Rezirkulation dient die lineare Verlängerung des absteigenden Kurvenschenkels auf halblogarithmischer Darstellung (siehe auch Kapitel 3.6). Wenn die Rezirkulation früh eintritt, ist die Zahl der Meßpunkte, welche auf einer Geraden liegen, niedrig. Der statistische Fehler der einzelnen Meßpunkte kann sich stärker auswirken. Das gleiche gilt für Verfälschungen, die durch nicht ganz selektive Messung der Herzabschnitte entstehen. Diese werden durch Verlagerungen des Herzens während der Atmung und Herzbewegungen während der Aktion verursacht. Fehler werden weitgehend ausgeschaltet, wenn eine Ausgleichsgerade durch viele Meßpunkte gelegt werden kann. Die Voraussetzung dafür ist eine rasche Indikatorpassage durch das Herz, welche durch die schnelle Injektion eines kleinen Lösungsvolumens begünstigt wird.

6.5 Auswahl der "regions of interest"

Die Auswahl von Teilbereichen aus dem gesamten Bildfeld geschieht bei der Gammakamera nachträglich an Hand von Bildern, die von einem Oszillographen wiedergegeben werden (s. Abb. 6). Für diese "regions of interest" stellen die der Gammakamera angeschlossenen Datenverarbeitungsgeräte Zeitaktivitätskurven her. Die "regions of interest" für die verschiedenen Herzabschnitte dürfen nicht zu groß gewählt werden, da sonst nicht mehr selektiv die Aktivität eines Kompartments gemessen wird. Andererseits darf der Bildausschnitt nicht zu klein sein, damit kein statistischer Fehler entsteht. Nach ADAM (1970) müssen außerdem sehr kleine Teilbereiche nicht repräsentativ für einen Herzabschnitt sein.

Mit dem "Cine-Effekt" werden rasch hintereinander alle Aufnahmen auf dem Oszillographen wiedergegeben, auf diese Art erfolgt eine genaue Kontrolle der "regions of interest" auf Überlagerung der verschiedenen Herzabschnitte. Abb. 18 zeigt die Aufeinanderprojektion der Herzteile im zweiten schrägen Durchmesser.

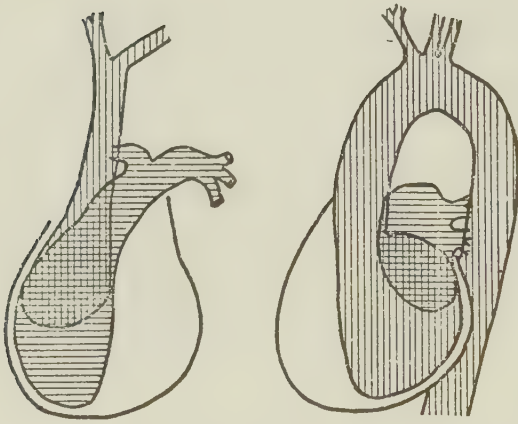


Abb. 18 :

Rechter und linker Vorhof und Kammer im zweiten schrägen Durchmesser
(gezeichnet nach ZDANSKY)

MATIN richtete den Detektor in einem Winkel von 30 Grad nach caudal und erreichte so eine gute Trennung von linkem Vorhof und linker Kammer.

Im Laufe der Untersuchungen zeigte es sich, daß die Form der Histogramme der Lunge abhängig war von der Lage der "regions of interest". Es wurde bei allen Messungen ein Bereich gewählt wie er in Abb. 6 dargestellt ist.

Bei einer vergrößerten rechten Herzkammer überlagern sich linkes und rechtes Herz und getrennte Zeitaktivitätskurven sind oft nur schwer zu erhalten. Die stärkere Verdünnung des Nuklids im Blut bei großen Herzen führt außerdem zu einer weniger deutlichen Darstellung der Herzabschnitte. Abb. 19 zeigt ein Beispiel.

6.6 Nicht auswertbare Histogramme

Eine Zahl von Histogrammen konnte nicht ausgewertet werden. Dafür gibt es drei Gründe:

1. Ein zu großes Volumen der injizierten Lösung führt zu einem langsamen und späten Abfall der Aktivitätskurve, welche von der bald einsetzenden Rezirkulation deformiert wird. Bei Injektionsvolumina von mehr als zwei Millilitern kam es häufiger zu nicht verwertbaren Histogrammen.
2. Überlagerung von verschiedenen Herz- und Kreislaufabschnitten (besonders bei vergrößertem Herzen) kann dazu führen, daß eine selektive Messung nicht mehr möglich ist.
3. Bei etwa jedem vierten Patienten fanden sich Kurven, die in regelmäßigen Abständen Maxima aufwiesen (siehe Abb. 20). Die Vermutung, daß eine Interferenz zwischen Aufnahme Frequenz und Herzfrequenz stattfindet, liegt nahe. Es bestand jedoch kein konstantes Verhältnis zwischen diesen.

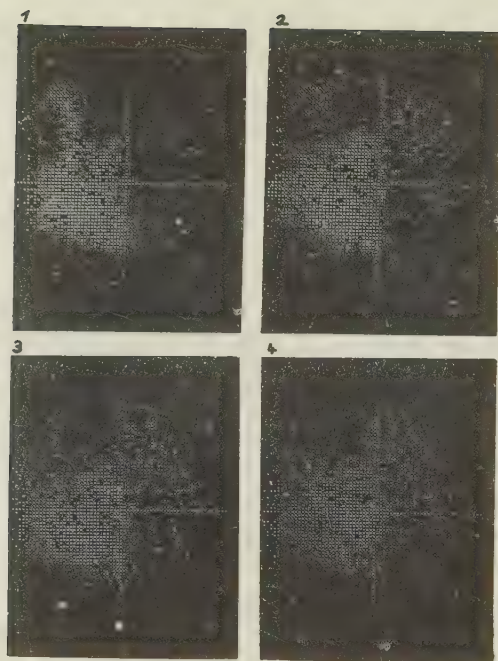


Abb. 19 :

Überlagerung von rechter und linker Kammer bei einem vergrößerten rechten Herzen

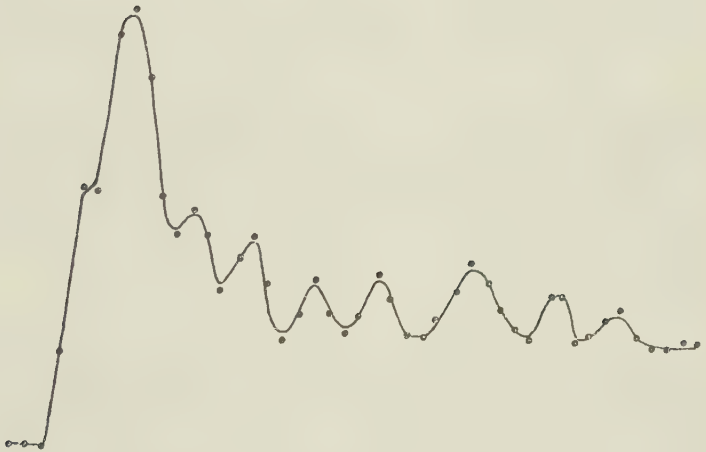


Abb. 20 :

Histogramm mit regelmäßigen Maxima

6.7 Die Ergebnisse von Herzzeitvolumen, Schlagvolumen und Flußrate

Der Mittelwert der bei 15 Normalpersonen gemessenen Herzzeitvolumina beträgt 5.0 l/min (3.3 - 7.4). Vier der fünf Herzzeitvolumina, welche bei Patienten mit Herzkrankheiten gemessen wurden, liegen deutlich unter diesem Durchschnittswert. MONASTERIO errechnete auf Grund radiokardiographischer Messungen einen Normalwert von 7.3 ± 1.7 l/min für Männer und 6.4 ± 0.9 l/min für Frauen. BAUEREISEN gibt einen Wert von 3.5 - 5.0 l/min an.

Nach RUTISHAUSER beträgt der Normalwert des HZV in Ruhe bezogen auf die Körperoberfläche (Herzindex) $3.5 \text{ l/min} \cdot \text{m}^2$ (2.8 - 4.2). Es wurden in dieser Arbeit bei Normalpersonen Werte zwischen 1.8 und $3.9 \text{ l/min} \cdot \text{m}^2$ gefunden, der Mittelwert ist $2.8 \text{ l/min} \cdot \text{m}^2$. Die Herzindices bei den fünf Patienten mit Herzkrankheiten lagen zwischen 1.32 und $3.45 \text{ l/min} \cdot \text{m}^2$ (Mittel: $1.96 \text{ l/min} \cdot \text{m}^2$).

Der Mittelwert der Schlagvolumina der Normalpersonen beträgt 63 ml (34 - 105). Das der Patienten mit Herzkrankheiten lag zwischen 28 und 69 ml mit einem Durchschnittswert von 40 ml. GANONG gibt den Normalwert mit 70 - 90 ml an. Manche Autoren beziehen auch das Schlagvolumen auf die Körperoberfläche. Nach RAPAPORT beträgt das mittlere Schlagvolumen des rechten Ventrikels 42 ml/m^2 , nach KRAYENBÜHL das der linken Kammer 54 ml/m^2 . Hier wurden bei den Normalpersonen 38 ml/m^2 (21 - 59) und bei den Patienten mit Herzkrankheiten 23 ml/m^2 (19 - 39) gefunden. Daß die hier bei Normalpersonen ermittelten Werte niedriger als die Ergebnisse anderer Autoren sind, dürfte an dem hohen Durchschnittsalter der Untersuchten liegen.

Der Mittelwert der Flußraten (der Umwälzung des Blutvolumens in einer Minute) der Normalpersonen beträgt 1.02 (0.58 - 1.41). Nach GANONG ist das mittlere Blutvolumen 5.6 l und das mittlere Herzzeitvolumen 5.5 ml/min, daraus ergibt sich für die Flußrate ein Wert von 0.98. Bei den fünf Personen mit Herzkrankheiten ist der Mittelwert 0.84, unter Fortlassung des Ergebnisses des Patienten mit dem Klappenersatz sogar 0.76. Diese niedrigen Flußraten dokumentieren die verminderte Herzleistung.

6.8 Transitzeiten und Laufzeiten bei Normalpersonen

Tabelle 9 stellt die hier gemessenen Transitzeiten der Normalpersonen den Ergebnissen eines anderen Autors gegenüber. JONES hatte bei 10 Personen nach intravenöser Injektion von Pertechnetat die mittleren Transitzeiten bestimmt. Aus diesen Meßwerten wurden die Verhältnisse der Transitzeiten errechnet.

Tabelle 9

Quotienten der Transitzeiten bei Normalpersonen

Autor	re. Vorhof/ re. Kammer	re. Kammer/ a. pulmon.	li. Vorhof/ li. Kammer	li. Kammer/ Aorta	li. Kammer/ re. Kammer
Jones	0.86	0.85	0.91	1.07	2.90
eigene Mess.	1.24	0.70	1.11	0.91	1.31

Tabelle 10 stellt die hier bei Normalpersonen gemessenen Laufzeiten den Werten anderer Autoren gegenüber. Es ist zu beachten, daß die hier wiedergegebenen Werte minimale "Transitzeiten" (zeitliche Differenzen des Aktivitätsanstiegs), mittlere Laufzeiten (Zeitdifferenzen der Kurvenmittelpunkte) und "peak-zu-peak"-Laufzeiten darstellen.

Nach der Gleichung

$$\text{Poolvolumen} = \text{HZV} \cdot \text{Laufzeit} \quad (7)$$

mißte sich das Blutvolumen mit Hilfe von Herzzeitvolumen und der Zeitdifferenz zwischen erstem und zweitem Durchgang der Aktivität durch das Herz errechnen lassen. Das Ergebnis bei sieben Normalpersonen betrug 1.1 - 1.8 l, wobei der zeitliche Abstand zwischen dem Gipfel der ersten Passage des Nuklids und dem Maximum der Rezirkulation eingesetzt wurde. Es ist zu vermuten, daß dieser Wert dadurch zustande kommt, daß ein Teil des Blutes über gut durchströmte Körperregionen rasch zum Herzen zurückkehrt.

Tabelle 10

Laufzeiten verschiedener Autoren bei Normalpersonen

Autor	re. Vorhof- re. Kammer	re. Kammer- a. pulmon.	Lunge- li. Kammer	li. Vorhof- li. Kammer	li. Kammer- Aorta	re. Kammer- li. Kammer	Art der Lauf- zeiten	Zahl der Probanden
ROSENTHALL	-	-	-	-	-	3.5 - 6.5	peak-to-peak	
JONES	0.75	0.74	3.64	-	-	7.26	peak-to-peak	10
eigene Mess.	0.4	0.9	2.6	1.0	0.7	5.8	peak-to-peak	14 - 37
BURKE	-	-	2.29	-	-	5.48	mittlere L.	25
BENDER	-	-	4.51	-	-	7.84	mittlere L.	20
JOHNSON	-	-	2.72	-	-	5.08	mittlere L.	10
FEINENDEGEN	0.84	0.81	-	0.90	0.88	4.97	minimale L.	62
JONES	0.28	0.50	3.37	0.58	0.66	5.40	minimale L.	10

6.9 Blutvolumen in der Lungenstrombahn und dem linken Vorhof

Der Mittelwert des Blutvolumens zwischen rechter und linker Kammer, errechnet nach der Laufzeit zwischen diesen Herzabschnitten und dem Herzzeitvolumen, betrug 507 ml (319 - 693). GIUNTINI und Mitarbeiter fanden ein mittleres Lungenblutvolumen von 519 ± 111 ml. Er verwendete auch praekordiale Zeitaktivitätskurven, die Transitzeit der Lunge begann bei ihm jedoch in dem Augenblick, in dem die Impulsrate der rechten Kammer auf 40 % des Maximalwerts abgesunken war. DONATO und Mitarbeiter stellten einen mittleren Wert von 550 ml (323 - 721 ml) fest.

Aus den Messungen von MILNOR und Mitarbeitern ergibt sich bei 17 Patienten mit Herzklappenfehlern ein Mittelwert von 375 ml (147 - 598). Der Autor arbeitete mit zwei Kathetern in der Pulmonalarterie und dem linken Vorhof und verwendete Cardiogreen als Indikator.

Bei den hier untersuchten fünf Patienten mit Herzkrankheiten beträgt der Mittelwert 400 ml.

Bei der Beurteilung aller hier ermittelten Ergebnisse ist zu beachten, daß ein vergrößertes Herz oder ein Klappenfehler den Wert verändern kann. In einer großen linken Kammer mit relativ niedrigem Schlagvolumen kann die Menge an radioaktiver Substanz noch steigen, wenn der Zeitpunkt des maximalen Einstroms schon vorüber ist.

6.10 Laufzeiten und Transitzeiten der Patienten mit Herzkrankheiten, Wertung der Methode

Die Ergebnisse der radiokardiographischen Messungen bei den Patienten mit Herzkrankheiten stimmen gut mit den auf anderem Wege gewonnenen Untersuchungsergebnissen überein. Vergrößerungen von Herzkammern und Klappenfehler schlagen sich deutlich in den Meßwerten nieder. Die Abweichung der Laufzeiten und Transitzeiten von den Normalwerten ist ein gutes Maß für die Einschränkung der Herzfunktion und ein Hinweis für die Lokalisation des pathologischen Prozesses. Bei vollständiger Aus-

wertung der Messungen kann das Herzzeitvolumen, das Schlagvolumen und das Blutvolumen in der Lungenstrombahn und dem linken Vorhof ermittelt werden. Es können Aussagen über Vergrößerungen des Volumens der Herzkammern und über die Schwere von Klappenfehlern getroffen werden, die Herzgröße kann zusätzlich an Hand der Gammakameraaufnahmen beurteilt werden. Eine Reihe von Untersuchern begnügt sich mit der Beurteilung der Gammakamerabilder zur Untersuchung von Herzkrankheiten (HAYDEN, KRISS, MASON, MATIN). Die Messung von Transitzeiten ermöglicht es, Veränderungen in Zahlen zu fassen und genauere Aussagen zu treffen.

Es ist jedoch nicht möglich, Volumenvergrößerungen von Klappeninsuffizienzen zu unterscheiden, denn beide führen zu einer Verlängerung von Laufzeiten und Transitzeiten. Nachteilig für die Darstellung der Herzabschnitte ist die frühe Verteilung des Nuklids im Blut bei großen Kammervolumina. Es können schlecht auswertbare Histogramme resultieren. Durch die schnelle Injektion der Aktivität in eine große Vene muß ein zu langsamer Durchgang des Nuklids durch das Herz vermieden werden. Die Applikation über einen zentral liegenden Venenkatheter würde zu einer Verbesserung der Ergebnisse führen; wenn die Messungen im Anschluß an eine Herzkatheteruntersuchung vorgenommen werden ist der zusätzliche Aufwand gering.

Die Verrechnung der Totzeit der Gammakamera und die Ermittlung der Impulssumme der ersten Passage des Nuklids durch das Herz könnten durch eine Datenverarbeitungsanlage vorgenommen werden; damit würde der Zeitaufwand für die Ausarbeitung der Messungen sehr reduziert werden.

Aufgrund der erzielten Ergebnisse würde es sich lohnen, die erarbeitete Untersuchungsmethode an einem großen Patientenkollektiv anzuwenden.

7. Zusammenfassung

Mit der Gammakamera und einer ihr angeschlossenen Datenverarbeitungsanlage wurde der Durchgang einer radioaktiven Substanz (Tc-99m) durch einzelne Herzabschnitte und die Lunge selektiv gemessen. Insgesamt wurden 49 Personen untersucht (37 Personen ohne und zwölf mit Herzkrankheiten).

Bei 20 Personen (Herzgesunden und -kranken) wurde das Herzzeitvolumen nach der STEWART-HAMILTON-Methode durch Registrierung der ersten Passage des Nuklids durch das Herz bestimmt.

Der Aktivitätsverlauf über der vena subclavia, dem rechten Vorhof, der rechten Kammer, der arteria pulmonalis, der Lunge, dem linken Vorhof, der linken Kammer und der Aorta wurde bei allen Untersuchten gemessen. Aus den Daten wurden Laufzeiten ("peak-to-peak-time") und Transitzeiten (Verweildauer der radioaktiven Substanz in einem Herzabschnitt) ermittelt. Laufzeiten und Transitzeiten sind direkt proportional der Größe des durchströmten Raumes und umgekehrt proportional dem Herzzeitvolumen. Da die Transitzeiten relativ große Schwankungen aufwiesen, wurden die Quotienten der Transitzeiten aufeinander folgender Kreislaufabschnitte gebildet. Dadurch werden Fehlerquellen ausgeschaltet.

Bei den Herzgesunden lagen die Quotienten der Transitzeiten zwischen 0.70 (rechte Kammer/a. pulmonalis) und 1.31 (linke Kammer/rechte Kammer). Die Ergebnisse bei den zwölf Patienten mit Herzkrankheiten wurden mit den Werten der Herzgesunden verglichen. Unter sieben Patienten mit Mitralvitien zeigten sich bei vier Kranken veränderte Laufzeiten und Transitzeiten des linken Herzens; bei vier der sieben Patienten waren die Werte des rechten Herzens verändert. In zwei Fällen ging mit dem Mitralklappenfehler ein Aortenvitium einher, bei einem dieser Patienten lagen die Laufzeiten der linken Herzseite besonders deutlich außerhalb des Normbereichs. Die Transitzeiten und Laufzeiten des rechten Herzens eines Patienten mit einem Mitralvitium und einer relativen Tricuspidalinsuffizienz waren stark verändert. Bei einem Kranken mit einer Aortenstenose war die Laufzeit Lunge/linke Kammer extrem lang. Die Laufzeiten der linken Kammer eines der

beiden Fälle mit Herzinfarkt waren anomal lang. Bei einem Patienten mit Aortenklappenersatz lagen die Werte im Normalbereich. Bei einer Patientin konnte die Differentialdiagnose Mitralklappenstenose/Ventrikelseptumdefekt geklärt werden: Die linke Herzkammer füllte sich nur 0,9 Sekunden später als die rechte. Damit war ein intrakardialer Shunt sehr wahrscheinlich.

Die erzielten Meßergebnisse stimmen gut mit den bei diesen Patienten auf anderem Wege erhobenen Befunden überein. Die Untersuchung ist für Kranke wenig belastend und kann wichtige Informationen über die Größe von Herzteilen und den Funktionszustand des Herzens liefern. Die von uns angewandte Methode stellt eine wertvolle Ergänzung der bisher üblichen Diagnostik dar. Für den Nuklearmediziner ist sie technisch einfach und kostensparend; so ist zu hoffen, daß sie in naher Zukunft - insbesondere zur Überprüfung der Herzleistung vor und nach kardialer Therapie - häufiger angewendet wird.

8. Literatur

- ADAM, W.E., N.J. LORENZ, K.E. SCHEER: Quantitative radiokardiographische Untersuchungen mit der Szintillationskamera. In: Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik, 5. Jahrestagg.d. Ges. f. Nuklearmedizin, Wien 1967. S. 17. F.K. Schattauer, Stuttgart/New York 1968. -
- ADAM, W.E., N.J. LORENZ, K.E. SCHEER: Quantitative Untersuchungen mit der Szintillationskamera. In: Radioisotope in der Lokalisationsdiagnostik, 4. Jahrestagg.d. Ges. f. Nuklearmedizin, Heidelberg 1966. S. 55. F.K. Schattauer, Stuttgart/New York 1967. -
- ADAM, W.E., P. SCHENK, H. KAMPMANN, W.J. LORENZ, W.G. SCHNEIDER, W. AMMANN, L. BILANIUK: Investigation of cardiac dynamics using scintillation camera and computer. In: Proc. of a Symp. Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg 1968, vol. II. International Atom Energy Agency, Wien 1969. -
- ADAM, W.E., D. SPILKER, E. SIGMUND, F. BITTER, N. SCHÄFER, M.A. CHANDRI: Zur Bestimmung wichtiger Parameter der Herzkinetik mit radioaktiven Substanzen. In: Nuklearmedizin, klinische Leistungsfähigkeit und technische Entwicklung, 8. Jahrestagg.d. Ges. f. Nuklearmedizin, Hannover 1970. S. 22. F.K. Schattauer, Stuttgart/New York 1972. -
- ALAZRAKI, N.P., W.L. ASHBURN, A. HAGAN, W.F. FRIEDMAN: Detection of left-to-right cardiac shunts with the scintillation camera pulmonary dilution curve. J. nucl. Med. 13 (1972): 142. -
- ASHBURN, W.L., W.J. KOSTUCK, J.S. KARLINER, K.L. PETERSON, B.E. SOBEL: Left ventricular volume and ejection fraction determination by radio-nuclide angiography. Semin. Nucl. Med. 3 (1973): 165. -
- BAUER, F.K.: Cardiac output. In: W.H. BLAHD (Ed.), Nuclear Medicine. McGraw-Hill, New York 1965. -
- BAUEREISEN, E.: Herz. In: W.D. KEIDEL (Hrg.), Physiologie. S. 69. Georg Thieme, Stuttgart 1967. -
- BENDER, M.A., L. MOUSSA-MAHMOUD, M. BLAU: Quantitative radiocardiography with the digital autofluoroscope. In: Proc. of a Symp. Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg 1968, vol. II, p. 57. International Atom Energy Agency, Wien 1969. -
- BERNE, E., L. HALLBERG, S.E. LINDELL: Radiographic recording of blood volume changes of the heart during single beats by a fast magnetic analyzer. In: Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Bd. 5, S. 43. Urban und Schwarzenberg, München/Berlin 1963. -
- BREUEL, H.P., R.D. HESCH, P. HEIMBURG, D. EMMRICH: EKG-getriggerte Radiokardiographie mit dem Autofluoroskop. Nuklearmedizin und Kinetik, 10. Jahrestagg. d. Ges. f. Nuklearmedizin, Freiburg 1972. -
- BURKE, G., A. HALKO, D. GOLDBERG: Radiopulmonary cardiography with the scintillation camera and 99m Tc-pertechnetate. J. nucl. Med. 9 (1968): 306. -

- BURKE, G., A. HALKO, D. GOLDBERG: Dynamic clinical studies with radioisotopes and the scintillation camera: i.v. 99m Tc-sodium pertechnetate cardiac blood-flow studies. *J. nucl. Med.* 10 (1969): 270. -
- BURKE, G., A. HALKO, G. PESKIN: Determination of cardiac output by radioisotope angiography and the image-intensifier scintillation camera. *J. nucl. Med.* 12 (1971): 112. -
- CARTER, B.L., S.E. JOHNSON, R.K. LOEFFLER, M.E. SOUTHARD: A critical evaluation of the external body surface counting in the determination of cardiac output with radioactive isotopes. *Amer. J. Roentgenol.* 82 (1959): 618. -
- DELALOYE, D., J.L. RIVIER, G. BANNA: Exploration circulatoire à l'aide de la camera à scintillations. In: Proc. of a Symp. Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg 1968, vol. II, p. 93. International Atom Energy Agency, Wien 1969. -
- DIZON, M., J.R. MAC KAY, C.H. YI, R.F. MC CULLEN, H.C. ALLEN: Intracardiac transit times using digital autofluoroscope in myocardial, valvular and metabolic disease of the heart. *J. nucl. Med.* 11 (1970): 626. -
- Documenta Geigy: Wissenschaftliche Tabellen, S. 596. J.R. Geigy A. G., Basel 1960. -
- DONATO, L., C. GIUNTINI, M.L. LEWIS, J. DURAND, D.F. ROCHESTER, R.M. HARVEY, A. COUNNAND: Quantitative radiocardiography. 1. Theoretical considerations. *Circulation* 26 (1962): 174. -
- DONATO, L., D.F. ROCHESTER, M.L. LEWIS, J. DURAND, J.O. PARKER, R.M. HARVEY: Quantitative radiocardiography. 2. Technique and analysis of curves. *Circulation* 26 (1962): 183. -
- DONATO, L.: Recording and processing radiocardiograms for analog computer analysis. In: Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Bd. 5, S. 27. Urban u. Schwarzenberg, München/Berlin. -
- DONATO, L., C. GIUNTINI, R. BIANCHI, A. MASERI: Quantitative radiocardiography for the measurement of pulmonary blood volume. In: Dynamic clinical studies with radioisotopes. Proc. of a Symp. held at the Oak Ridge Institute of Nuclear Studies Oct. 1963. United States Atom Energy Comission TID-7678 (1964): 267. -
- DOW, P.: Estimation of cardiac output and central blood volume by dye dilution. *Physiol. Rev.* 36 (1956): 77. -
- FEINENDEGEN, L.E.: Anwendung radioaktiver Isotope zur Beurteilung der Herzfunktion. 10. Jahrestagg. d. Ges. f. Nuklearmedizin, Freiburg 1972. -
- FEINENDEGEN, L.E., V. BECKER, H. SCHICHA, K. VYSKA: Radioaktive Isotope zur Beurteilung der Herzfunktion. *Dtsch. Ärztebl.* 7 (1973): 1406. -
- GANONG, W.F.: Medizinische Physiologie. Springer, Berlin 1972. -
- GIUNTINI, C., M.L. LEWIS, A.S. LUIS, R.M. HARVEY: A study of the pulmonary blood volume in man by quantitative radiocardiography. *J. clin. Invest.* 42 (1963): 1589. -
- GROSSER, K.: Persönl. Mitteilung 1974. -
- HALKO, A., G. BURKE: Determination of cardiac output by radioisotope angiography. *J. nucl. Med.* 11 (1970): 631. -

- HAMILTON, W.F., J.W. MOORE: Studies on the circulation. Amer. J. Physiol. 99 (1932): 534. -
- HAYDEN, W.G., J.P. KRISS: Scintiphotographic studies of acquired cardiovascular disease. Semin. Nucl. Med. 3 (1973): 177. -
- HEGGLIN, R., W. RUTISHAUSER: Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffverdünnungsmethode. Georg Thieme, Stuttgart 1962. -
- HOFFMANN, G., N. KLEINE: Die Methode der radiokardiographischen Funktionsanalyse. Nucl.-Med. (Stuttg.) 7 (1968): 350. -
- HUNDESHAGEN, H.: Radiokardiographie. Dr. Alfred Hüthig, Heidelberg 1970. -
- IIO, M., H. UEDA, Y. SASAKI, Y. SUGISHITA: A multistage image intensifier gamma camera and radioisotope angiography. In: Proc. of a Symp. Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg 1968, vol. I, p. 17. International Atom Energy Agency, Wien 1969. -
- ISHII, Y., W. MAC INTYRE, E. ROTH: Quantitative Scintiangiography: Measurement of heart chamber size by scintillation camera recorded dilution curves. J. nucl. Med. 11 (1970): 634. -
- ISHII, Y., W. MAC INTYRE: Measurement of heart chamber volumes by analysis of dilution curves simultaneously recorded by scintillation camera. Circulation 44 (1971): 37. -
- JOHNSON, D.E., C.K. LIU, H.M. AKCAY, G.V. TAPLIN: Radiopulmonary cardiography for measurement of central mean transit time and its arterial and venous subdivision. In: Dynamic clinical studies with radioisotopes. Proc. of a Symp. held at the Oak Ridge Inst. of Nuclear Studies, Oct. 1963. United States Atom Energy Agency TID-7678 (1964): 249. -
- JOYET, G., E.H. BRUNNER, A. HAUPTMANN: Gammacardiographie: Théorie et détermination du débit, collimation et facteur de correction. Cardiologia (Basel) 43 (1963): 259. -
- JONES, R.H., D.C. SABISTAN, J.J. MORRIS, T.S. BUFFALOE, J.K. GOODRICH: Quantitative radionuclide angiograms for determination of intracardiac transit times. J. nucl. Med. 11 (1970): 333. -
- JONES, R.H., J.K. GOODRICH, D.C. SABISTAN: Quantitative radionuclide angiography in evaluation of cardiac function. Surg. Forum 22 (1971): 128. -
- KELLERSHOHN, C., P. DE VERNEJOL: Sur le mécanisme de la dilution d'un indicateur nucléaire dans les cavités cardiaques de l'homme. Excerpta med. A (1960): 563, zitiert nach JOYET. -
- KENNEDY, J.W., W.A. BAXLEY, M.M. FIGLEY, M.T. DODGE, J.R. BLACKMON: Quantitative Angiocardiography. The normal left ventricle in man. Circ. 34 (1966): 272. -
- KRAYENBÜHL, H.P.: Die Dynamik und Kontraktilität des linken Ventrikels. Bibl. cardiol. (Basel) 23 (1969), zitiert nach RUTISHAUSER. -
- KRISHNAMURTHY, G.T., N.V. SRINAVASAN, W.H. BLAHD: Pulmonary hypertension in acquired valvular cardiac disease: Evaluation by a scintillation camera technique. J. nucl. Med. 13 (1972): 604. -
- KRISS, J.P., L.E. ENRIGHT, W.G. HAYDEN, L. WEXLER, N.E. SHUMWAY: Radioisotopic angiocardiography: Wide scope of applicability in diagnosis and evaluation of therapy in diseases of the heart and great vessels. Circulation 43 (1971): 792. -
- KRISS, J.P., L.P. ENRIGHT, W.G. HAYDEN, L. WEXLER, N.E. SHUMWAY: Radioisotopic angiocardiography: Findings in congenital heart disease. J. nucl. Med. 13 (1972): 31. -

- LANE, S.D., D.D. PATTON, E.V. STAAB, R.J. BAGLAN: Simple technique for rapid bolus injection. *J. nucl. Med.* 13 (1972): 118. -
- LEVINSON, G.E., M.J. FRANK, H.K. HELLEMS: The pulmonary vascular volume in man. Measurement from atrial dilution curves. *Amer. Heart J.* 67 (1964): 734. -
- LEWIS, M.L., C. GIUNTINI, L. DONATO, R.M. HARVEY, A. COURNAND: Quantitative radiocardiography. III. Results and validation of theory and method. *Circulation* 26 (1962): 189. -
- MAC INTYRE, W.J., W.H. PRITCHARD, T.W. MOIR: The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling. I. Analytical concepts. *Circulation* 18 (1958): 1139. -
- MASON, D.T., W.L. ASHBURN, J.C. HARBERT, L.S. COHEN, E. BRAUNWALD: Rapid sequential visualisation of the heart and great vessels in man using the wide-field anger scintillation camera. *Circulation* 39 (1969): 19. -
- MATIN, P., J.P. KRISS: Radioisotopic angiocardiology: Findings in mitral stenosis and mitral insufficiency. *J. nucl. Med.* 11 (1970): 723. -
- MC AFEE, J.G., G. FUEGER, H. STERN, H. WAGNER, T. MIGITA: Tc-99m for brain scanning. *J. nucl. Med.* 5 (1964): 811. -
- MILNOR, W.R., A.D. JOSE, C.J. MC GAFF: Pulmonary vascular volume, resistance and compliance in man. *Circulation* 22 (1960): 130. -
- MISHKIN, F.S., M.A. PROSIN: Radionuclide angiocardigraphic confirmation of tricuspid insufficiency. *J. nucl. Med.* 15 (1974): 205. -
- MONASTERIO, G., L. DONATO: Investigation of central hemodynamics by means of selective quantitative radiocardiography. A/CONF. 15/P/1385 (1958), zitiert nach HUNDESHAGEN. -
- MOSTBECK, A.: Die Bestimmung des Plasma- und Blutvolumens sowie des Herzminutenvolumens mit J-131-Albumin. *Wien. klin. Wschr.* 75 (1963): 444. -
- MULLINS, C.B., D.T. MASON, W.L. ASHBURN, J. ROSS: Determination of ventricular volume by radioisotope angiography. *Amer. J. Cardiol.* 24 (1969): 73. -
- MYERS, J.H., R.E. STEADHAM, L.H. BLACKWELL: Usefulness and reliability of short-lived radionuclides for cardiac output determination. *J. nucl. Med.* 12 (1971): 591. -
- NEWMAN, E.V., M. MERRELL, A. GENECIN, C. MONGE, W.R. MILNOR, W.P. MC KEEVER: The dye dilution method for describing the central circulation. *Circulation* 4 (1951): 735. -
- OLDENDORF, W.H.: Measurement of mean transit time of cerebral circulation by external detection of an intravenously injected radioisotope. *J. nucl. Med.* 3 (1962): 382. -
- OLDENDORF, W.H., M. KITANO, S. SHIMIZU: Evaluation of a simple technique for abrupt intravenous injection of radioisotopes. *J. nucl. Med.* 6 (1965): 205. -
- O'REILLY, R.J., R.E.M. COOPER, P.M. RONAI: Automatic computer analysis of digital dynamic radionuclide studies of the cerebral circulation. *J. nucl. Med.* 13 (1972): 658. -
- POWERS, J.E., S. SEVELIUS: Fundamentals of data interpretation. In: G. SEVELIUS, radioisotopes and circulation, p. 25. Boston 1965. -

- PRITCHARD, W.H., W.J. MAC INTYRE, T.W. MOIR: The determination of cardiac output by the dilution method without arterial sampling. II. Validation of precordial recording. *Circulation* 18 (1958): 1147. -
- RAPAPORT, E., M. WONG, R.E. FERGUSON, P. BERNSTEIN, B.D. WIEGAND: Right ventricular volumes in patients with and without heart failure. *Circulation* 31 (1965): 531. -
- ROSENTHALL, L.: Measurement of intrathoracic circulation times with the gamma-ray-scintillation camera. *J. Canad. Ass. Radiol.* 21 (1970): 226. -
- RUTISHAUSER, W., H.P. KRAYENBÜHL, P. WIRZ, E. LÜTHY: Herz. In: W. SIEGEN-THALER, *Klinische Pathophysiologie*. Georg Thieme, Stuttgart 1973. -
- SCHENK, P., K. ZUM WINKEL, W. MAIER-BORST, M. SZEGRANI: Angiokardiographie mit der Szintillationskamera. In: *Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik*. 5. Jahrestgg. d. Ges. f. Nuklearmedizin, Wien 1967, S. 31. F.K. Schattauer, Stuttgart/New York 1968. -
- SCHICHA, H., K. VYSKA, V. BECKER, L. SEIPEL, L.E. FEINENDEGEN: Minimale zentrale Transitzeiten (MTTs) in der kardialen Funktionsdiagnostik; Radiokardiographie mit ^{113m}Indium und der Gamma-Retina. In: *Nuklearmedizin, klinische Leistungsfähigkeit und technische Entwicklung*. 8. Jahrestgg. d. Ges. f. Nuklearmedizin, Hannover 1970, S. 29. F.K. Schattauer, Stuttgart/New York 1972. -
- SCHICHA, H., K. VYSKA, V. BECKER, L. SEIPEL, L.E. FEINENDEGEN: Minimale Transitzeiten (MTTs) in der Herzdiagnostik. Messungen mit der j-Retina und Indium-113m. II. MTTs bei verschiedenen Herzklappenfehlern. *Z. Kreisf.-Forsch.* 60 (1971): 948. -
- SCHICHA, H., K. VYSKA, W. KNAPP, V. BECKER, H. HECK, L.E. FEINENDEGEN: Minimale kardiale Transitzeiten bei untrainierten und Hochleistungssportlern unter körperlicher Belastung. *Nuklearmedizin und Kinetik*. 10. Jahrestgg. d. Ges. f. Nuklearmedizin, Freiburg 1972. -
- SEVELIUS, G.: Cardiac output. In: G. SEVELIUS, *Radioisotopes and Circulation*, p. 118. Boston 1965. -
- STRAUSS, W.H., P.J. HURLEY, B.L. ZARET, B. PITT, H.N. WAGNER: Measurement of systolic and diastolic cardiac chamber volumes without catheterization. *J. nucl. Med.* 6 (1970): 364. -
- VAN DER FEER, Y., J.H. DOUNA, W. KLIP: Cardiac measurement by the injection method without arterial sampling. *Amer. Heart J.* 56 (1958): 642. -
- VAN DYKE, D., H.O. ANGER, R.W. SULLIVAN, W.R. VETTER, Y. YANO, H.G. PARKER: Cardiac evaluation from radioisotope dynamics. *J. nucl. Med.* 13 (1972): 585. -
- VYSKA, K., H. SCHICHA, V. BECKER, K. KASPAREK, L.E. FEINENDEGEN: Radiokardiographische Messung zentraler Transitzeiten mit ^{60m}Co und ^{113m}In. In: *Ergebnisse der klinischen nuklearmedizinischen Diagnostik, Therapie, Forschung*. 7. Jahrestgg. d. Ges. f. Nuklearmedizin, Zürich 1969, S. 553. F.K. Schattauer, Stuttgart/New York 1971. -
- VYSKA, K., H. SCHICHA, V. BECKER, L.E. FEINENDEGEN: Minimale kardiale Transitzeiten (MTTs) in der Herzdiagnostik. Messungen mit der Gamma-Retina und Indium-113m. I. MTTs bei gesunden Personen. *Z. Kreisf.-Forsch.* 60 (1972): 31. -

- WATSON, D.D., J.P. NELSON, S. GOTTLIEB: Rapid bolus injection of radioisotopes. *Radiology* 106 (1973): 347. -
- WESSELHOEFT, H., P.J. HURLEY, H.N. WAGNER, R.D. ROUE: Nuclear angiocardio-graphy in the diagnosis of congenital heart disease in infants. *Circulation* 45 (1972): 77. -
- ZARET, B.L., P.J. HURLEY, B. PITT: Non-invasive scintiphotographic diagnosis of left atrial myxoma. *J. nucl. Med.* 13 (1972): 31. -
- ZDANSKY, E.: Röntgendiagnostik des Herzens und der großen Gefäße. Springer, Wien 1962. -

Ich danke Herrn Prof. Dr. Oeff für die Überlassung dieses interessanten Themas und für seine Hinweise und Anregungen während der Durchführung der Untersuchungen. Die Arbeit an der Cammakamera hat mir nicht nur Freude gemacht, sondern ich konnte so auch einen kleinen Einblick in die nuklearmedizinische Diagnostik und in die Datenverarbeitung gewinnen.

Herrn K. Grosser danke ich für die Mithilfe bei der Lösung technischer Probleme.

Herr Prof. Dr. Schröder, Dr. Karo und Dr. Schenk von der Abteilung für Innere Medizin mit Schwerpunkt Pneumologie und Kardiologie der Medizinischen Klinik und Poliklinik haben mir Daten über die Herzkrankheiten der untersuchten Patienten überlassen. Ich bin ihnen ebenfalls zu Dank verpflichtet.

Viele kleine Hilfen der Mitarbeiter der Abteilung für Nuklearmedizin haben mit die Durchführung der Arbeit sehr erleichtert, auch ihnen danke ich herzlich.

Lebenslauf

Am 4. Juni 1948 wurde ich als Sohn des Arztes Dr. Karl Ludwig Radenbach und seiner Frau Karin geb. Wagner-Roemmich in Frankfurt am Main geboren. Nach vier Jahren Grundschule wurde ich Schüler des Goethe-Gymnasiums zu Frankfurt am Main. 1964 zog ich mit meinen Eltern nach Berlin um. Ich trat in den neusprachlichen Zweig der Dreilinden-Oberschule in Berlin-Wannsee ein, dort bestand ich im Februar 1968 das Abitur.

Im Sommersemester 1968 begann ich das Studium der Medizin an der Freien Universität Berlin, wo ich 1970 das Physikum ablegte. Bis auf ein Semester an der Universität Wien studierte ich in Berlin. Als Famulus war ich an der 1. Medizinischen Universitätsklinik der Universität Wien, der Chirurgischen Abteilung der Städtischen Krankenanstalten Konstanz und im Medical Service des Veterans Administration Hospital, Houston/Texas (USA) tätig. Am 19. August 1974 bestand ich das medizinische Staatsexamen.

Nach meiner Medizinalassistentenzeit an der Chirurgischen Abteilung der Städtischen Krankenanstalten Konstanz arbeitete ich auf der Station für Intensivtherapie der Medizinischen Klinik und Poliklinik des Klinikum Charlottenburg der Freien Universität Berlin. Im Sommer 1975 war ich Medizinalassistent im Department für Innere Medizin der Universität Ulm. Seit Januar 1976 bin ich als Assistenzarzt an der I. Medizinischen Klinik der Medizinischen Hochschule Lüneburg (Städtisches Krankenhaus Süd) tätig.

